

Aus der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und präventive Zahnheilkunde,
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
Direktor: Prof. Dr. M. Hannig

Randdichtigkeit von Klasse-II Restaurationen mit „Bulk-Fill“ Füllungswerkstoffen unter dem Einfluss einer Thermo-Mechanobelastung

*Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät*

der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2015

vorgelegt von Hannah Zesewitz
geboren am 28.06.1989 in Zweibrücken

Tag der Promotion :

Dekan : Prof. Dr. M. D. Menger

1. Berichterstatter : Prof. Dr. M. Balkenhol

2. Berichterstatter :

Inhaltsverzeichnis

1	ZUSAMMENFASSUNG	1
1.1	Abstract.....	3
2	EINLEITUNG	5
2.1	Literaturübersicht.....	6
2.1.1	Historie der Komposite	6
2.1.2	Werkstoffkunde der Komposite	6
2.1.3	Einteilung der Komposite	8
2.1.4	Problematik	10
2.1.5	Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz	11
2.2	Ziel der Studie.....	15
3	MATERIAL & METHODE.....	16
3.1	Rahmenbedingungen	16
3.2	Experimentelles Vorgehen.....	16
3.2.1	Vorbereitung der Zähne	16
3.2.2	Legen der Füllungen	17
3.2.3	Oberflächenbearbeitung	28
3.2.4	Replikamodelle	28
3.2.5	Thermocycling	29
3.2.6	Kausimulation	29
3.2.7	REM-Untersuchung	30
3.3	Statistische Analyse	34

4	ERGEBNISSE	35
4.1	Füllungsverluste	35
4.2	Rasterelektronenmikroskopische Analyse der schmelzbegrenzten Restaurationsränder	36
4.3	Rasterelektronenmikroskopische Analyse der dentinbegrenzten Restaurationsränder	43
4.4	Statistische Auswertung der schmelzbegrenzten Restaurationsränder	50
4.5	Statistische Auswertung der dentinbegrenzten Restaurationsränder	58
5	DISKUSSION	66
5.1	Vorbereitung der Zähne	66
5.2	Legen der Füllungen	67
5.3	Replikamodelle	68
5.4	Thermocycling	68
5.5	Kausimulation.....	69
5.6	Bewertung der Ergebnisse der REM-Untersuchung.....	69
5.6.1	REM-Analyse der schmelzbegrenzten Restaurationsränder.....	69
5.6.2	REM-Analyse der dentinbegrenzten Restaurationsränder.....	71
5.7	Füllungsverluste nach mechanischer Belastung und nach Sägen	74
5.8	Gesamtbetrachtung und Schlussfolgerungen.....	76
6	LITERATURVERZEICHNIS	79
7	DANKSAGUNG	85

1 Zusammenfassung

Die vorliegende in-vitro Studie befasst sich mit dem Randschlussverhalten von Klasse-II Restaurationen mit Bulk-Fill Werkstoffen in Kombination mit 1-, 2- und 3- Schrittheadhäsiven. An 80 humanen unversehrten Unterkiefermolaren wurden distal birnenförmige Kavitäten präpariert, wobei approximal im Schmelz eine Anschrägung vorgenommen wurde. Der Kavitätenrand lag mindestens 1 mm unterhalb der Schmelz-Zementgrenze. Jeweils 8 Kavitäten wurden mit folgenden Adhäsivsystemen/Restaurationsmaterialien gefüllt:

i-Bond SE/Venus Bulk Fill (Heraeus Kulzer)

i-Bond SE/Venus Bulk Fill/Venus Pearl (Heraeus Kulzer)

Futurabond NR/x-tra fil (VOCO)

Futurabond NR/x-tra base/Grandio SO (VOCO)

XP Bond/SureFil SDR (Dentsply)

XP Bond/SureFil SDR/Ceram x (Dentsply)

OptiBond FL/Herculite XRV (Kerr)

AdheSE/Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar/Vivadent)

Gluma Desensitizer Adhesive SC/Charisma PPF (Heraeus Kulzer)

OptiBond XTR/Sonic Fill (Kerr)

Charisma PPF ist ein selbsthärtendes Kompositmaterial, bei den restlichen Materialien handelt es sich um lichthärtende Bulk-Fill-Komposite. Gruppe 7 stellt die Kontrollgruppe der Inkrementtechnik dar. Sowohl i-Bond SE, als auch Futurabond NR sind 1-Schritt Self-Etch-Systeme, XP Bond ist ein 2-Schritt Etch & Rinse-System, OptiBond FL und Gluma Desensitizer + Adhesive SC sind 3-Schritt Etch & Rinse-Systeme und bei AdheSE und OptiBond XTR handelt es sich um 2-Schritt Self-Etch-Systeme.

Nach Anfertigung von Replikamodellen wurde der Randschluss in drei Schritten rasterelektronenmikroskopisch untersucht: Nach Legen der Füllungen, nach thermischer Wechselbelastung (5.000 Zyklen, Haltezeit von jeweils 30 s in 5 °C kaltem und 55 °C warmem Wasser), sowie nach Belastung im Kausimulator (500.000 Zyklen, 70 N).

Folgende Fragen sollten in der vorliegenden Arbeit geklärt werden:

- 1) In wie weit wird der Anteil perfekter Kavitätenränder in Schmelz und Dentin durch das eingesetzte Komposit-/Adhäsivsystem in Klasse-II Kavitäten (2-flächig) beeinflusst?
- 2) Hat das Applizieren einer Deckschicht Auswirkungen auf die Randqualität?
- 3) Welchen Einfluss hat die thermische und mechanische Belastung auf die Randqualität?

Alle statistischen Analysen wurden mit dem Programm Microsoft Excel 2010 für Windows vorgenommen.

Sowohl im Schmelz, als auch im Dentin konnten initial nach Legen der Füllungen gute bis sehr gute Ergebnisse in allen Gruppen erzielt werden (90-100% klinisch akzeptable Ränder). Nach Thermocycling sanken die Anteile an klinisch akzeptablen Rändern: Im Schmelz lagen die Werte in den Gruppen 1, 4 und 8 unter 90%, im Dentin in den Gruppen 1, 2 und 6. Nach Kausimulation kam es in den Gruppen 1 bis 4 und 8 zu Füllungsverlusten. Um die Ursache der Füllungsverluste herauszufinden, wurden im Anschluss die Zähne durchgesägt und erneut untersucht, wobei es wiederum zu Füllungsverlusten in den Gruppen 1, 2, 8 und 10 kam. Die Auswertung der Randschlussanalyse erfolgte daher zum einen mit Wertung der Füllungsverluste als 100% Randspalt und zum anderen ohne Wertung der Füllungsverluste. Mit Wertung der Füllungsverluste als 100% Randspalt zeigten die Gruppen 1, 2 und 8 im Schmelz die schlechtesten Ergebnisse (bis zu 39,8% Randspalten), im Dentin ebenfalls die Gruppen 1 und 2 mit bis zu 41,2% Randspalten. Wurden die Füllungsverluste aus der Wertung genommen, lagen im Schmelz nur noch in Gruppe 8 die Anteile an klinisch akzeptablen Rändern unter 80%. Im Dentin zeigten die Gruppen 5 und 6 die schlechtesten Ergebnisse mit 72% klinisch akzeptablen Rändern.

Schlussfolgernd ist festzustellen, dass die Bulk-Fill-Werkstoffe insgesamt eine vielversprechende, zeitsparende und empfehlenswerte Alternative zu den in herkömmlicher Inkrementtechnik eingebrachten Kompositwerkstoffen zu sein scheinen. Das Applizieren einer Deckschicht scheint hierbei keine Auswirkungen auf die Randqualität zu haben. Der Einsatz moderner Self-Etch-Adhäsive erfordert jedoch eine intensive Übungsphase, damit sich der Anwender mit den Besonderheiten der Verarbeitung ausreichend vertraut machen kann. Ist der Umgang mit den zeitsparenden Materialien ausreichend erprobt worden, so können auch hier gute Ergebnisse bezüglich des Randschlusses erreicht werden.

1.1 Abstract

The aim of this in vitro study was to evaluate the marginal adaptation of bulk-fill-composites in class-II cavities by using 1-, 2-, and 3- step adhesives. Standardized occluso-distal cavities with bevelled approximal enamel margins and rounded internal angles were prepared in 80 extracted human molars. The cervical margin was established at least 1 mm below the enamel-cementum junction. Eight cavities each were restored with the following bonding agents/restorative materials:

i-Bond SE/Venus Bulk Fill (Heraeus Kulzer)

i-Bond SE/Venus Bulk Fill/Venus Pearl (Heraeus Kulzer)

Futurabond NR/x-tra fil (VOCO)

Futurabond NR/x-tra base/Grandio SO (VOCO)

XP Bond/SureFil SDR (Dentsply)

XP Bond/SureFil SDR/Ceram x (Dentsply)

OptiBond FL/Herculite XRV (Kerr)

AdheSE/Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar/Vivadent)

Gluma Desensitizer Adhesive SC/Charisma PPF (Heraeus Kulzer)

OptiBond XTR/Sonic Fill (Kerr)

Charisma PPF is a self-curing composite, all the rest are light-curing bulk-fill-composites. Group 7 required 2 mm increments and was used as control. Both i-Bond SE and Futurabond NR are 1-step self-etch-systems, XP Bond is a 2-step etch & rinse-system, OptiBond FL and Gluma Desensitizer + Adhesive SC are 3-step etch & rinse-systems and AdheSE und OptiBond XTR are 2-step self-etch-systems.

After epoxy resin replicas were obtained, SEM-evaluation of marginal quality took place at three times: after placement of the fillings, after thermocycling (5.000 cycles, 5-55 °C), and after mechanical loading (500.000 cycles, 70 N).

The aim of the study was to clarify the following questions:

- 1) In how far is the amount of gap-free margins in enamel and dentine influenced by the used composite/bonding agent in class-II cavities?
- 2) Does the application of a covering layer have any effect on the marginal quality?
- 3) In how far does the thermo-mechanical loading influence the marginal quality?

Data were statistically analysed by use of the program Microsoft Excel 2010 for Windows .

Both on enamel and on dentine good results could be achieved in all groups after placement of the fillings (90-100% clinically acceptable margins (CAM)). After thermocycling, the fillings showed a decrease in marginal integrity: on enamel, the lowest % CAM was observed in groups 1, 4 and 8, on dentine in groups 1, 2 and 6 (below 90%). After mechanical stress, 7 fillings were lost in groups 1-4 and 8. To find out the reason for failure, specimens were cut longitudinally. While doing this, again 7 fillings were lost in groups 1, 2, 8 and 10.

Therefore, the evaluation of the results was made two times: on the one hand, losses were expressed as 100% gaps and on the other hand losses were disregarded. Including the losses as 100% gaps, groups 1, 2 and 8 performed worst on enamel (up to 39,8% gaps). On dentine, groups 1 and 2 again showed up to 41,2% gaps. If the losses had not been taken into account, on enamel only in group 8% CAM was less than 80%. On dentine, groups 5 and 6 showed the worst results (72% CAM).

In conclusion it should be noted that the bulk-fill-composites can be a satisfactory, timesaving and recommendable alternative to conventionally layered composites. The application of a covering layer has no detrimental effects on marginal quality. Nevertheless, the use of modern self-etch-bonding agents requires intensive training, so that the practitioner can carefully be familiarised with their requirements for treatment. If the handling has been sufficiently trained, good results concerning marginal integrity can be achieved.

2 Einleitung

Die Restauration zerstörter Zähne sowie der Austausch bestehender direkter Restaurationen mit zahnfarbenen Füllungswerkstoffen auf der Basis von Kompositen ist seit vielen Jahren ein etabliertes Therapieverfahren. Einer der Hauptgründe dafür ist, dass Komposite ästhetische und funktionelle Eigenschaften positiv vereinen (Cramer, 2011). Der Einsatz von Kompositen ist an die Anwendung von Schmelz-/Dentinhaftsyste men (= Adhäsivsysteme, Bondings) gebunden, mit denen die Zahnhartsubstanzen vor Einbringen des Füllungs-Komposites vorbehandelt werden müssen (Hickel, 2001).

Als wesentlicher Nachteil der Komposit-Füllungswerkstoffe wird die unvermeidbare Polymerisationskontraktion gesehen, die bei der Aushärtung dieser Werkstoffe zu Randspalten führen kann (Cho, 2011; Roggendorf, 2011). Um den Auswirkungen der Randspaltbildung entgegen zu wirken, werden Füllungskomposite schichtweise appliziert. Hierbei sollen die einzelnen Schichten mittels diagonaler Technik eingebracht werden, um den C-Faktor zu reduzieren. Die maximale Schichtstärke ist abhängig von der Aushärtetiefe und beträgt 2 mm (Hofmann, 2010). Diese Technik ist sehr zeitaufwändig, da jede Schicht separat (je nach Farbe und Opazität des Materials) für 20-40 s polymerisiert werden muss.

Ein weiterer Grund für die Schichttechnik ist, dass zahnfarbene Komposit-Werkstoffe Pigmente zur Farbgebung enthalten, die den Zutritt von Licht in tiefere Schichten behindern und damit eine vollständige Polymerisation des Werkstoffes auf der basalen Seite verhindern könnten (Arikawa, 1998).

Um die Anwendung von Kompositen in der täglichen Praxis zu vereinfachen und gleichzeitig Zeit bei der Verarbeitung zu sparen, haben Hersteller neue Komposit-Werkstoffe entwickelt. Dabei werden unterschiedliche Konzepte verfolgt. Einerseits werden „Bulk-Füllungswerkstoffe“ angeboten, bei denen eine Schichttechnik weitgehend entbehrlich sein soll. Diese werden isoliert oder in Kombination mit herkömmlichen Kompositen eingesetzt. In letzterem Fall dienen die herkömmlichen Komposite als okklusale Deckschicht. In jedem Fall ist weiterhin eine Kombination mit geeigneten Adhäsivsystemen erforderlich.

Ein weiteres Konzept verfolgt den Einsatz von selbsthärtenden Kompositen, bei denen keine Lichthärtung erforderlich ist. Bislang liegen keine, bzw. nur unzureichende Informationen zur Leistungsfähigkeit dieser neuartigen Systeme vor (Ferracane, 2011). Ob bei diesen Werkstoffen gegebenenfalls günstigere Voraussetzungen bezüglich der

Polymerisationsschrumpfung vorhanden sind, die sich möglicherweise positiv auf die Randdichtigkeit auswirken, ist daher Inhalt der vorliegenden Arbeit.

2.1 Literaturübersicht

2.1.1 Historie der Komposite

Über viele Jahre standen zur ästhetischen Versorgung von Zahndefekten nur Materialien zur Verfügung, die eine Reihe von Nachteilen, wie beispielsweise Pulpatoxizität, hohe Polymerisationsschrumpfungen und mangelnde Stabilität, mit sich brachten (Geurtsen, 1989; Hellwig, 2009). 1962 gelang es BOWEN den Grundstein für die Entwicklung der heutigen Komposite zu legen. Er kombinierte Epoxidharz und Methylmethacrylsäure (Bis-GMA=Bisphenol-A-Diglycidilmethacrylat) mit anorganischen Füllstoffpartikeln aus Quarzmehl, die mit einer Silanschicht überzogen waren (Zimmerli, 2010). Durch das Silan wurde eine Verbindung zwischen organischer Matrix und anorganischen Füllstoffen geschaffen, was sich in verbesserten physikalischen Eigenschaften dieser Werkstoffe niederschlug. Die Polymerisationsschrumpfung wurde reduziert, ebenso die thermische Expansion und Kontraktion, was zu weniger Randspaltbildung führte. Zusätzlich war das neue Material pulpaverträglicher und zeichnete sich durch eine raschere Härtung aus (Geurtsen, 1989).

2.1.2 Werkstoffkunde der Komposite

Unter Kompositen versteht man allgemein „Verbund-Werkstoffe“. Speziell in der Zahnmedizin sind es „zahnfarbene, plastische Füllungswerkstoffe, die nach Einbringen in eine Kavität chemisch oder durch Energiezufuhr aushärten“ (Hellwig, 2009).

Die drei Hauptbestandteile entsprechen vom Grundprinzip noch immer denjenigen, die BOWEN im Jahr 1962 einführt: Eine organische Matrix, anorganische Füllstoffe und eine Verbundschicht (Lutz, 1983).

Matrix

Die organische Matrix umfasst folgende Komponenten (Hellwig, 2009):

Monomere, Initiatoren, Stabilisatoren, Pigmente und Additiva.

Die Monomere, die das Gros der Matrix ausmachen, stellen den polymerisierbaren Teil des Komposits dar. Sie bilden nach der Polymerisation ein dreidimensionales Netzwerk und sind

damit wesentliche Einflussgröße der mechanisch-chemischen Eigenschaften eines Komposits, wie zum Beispiel Wasseraufnahme, Schrumpfung, Polymerisationsgrad und Viskosität. Sie zeichnen sich durch eine relativ hohe Reaktivität - auch bei niedrigen Temperaturen - aus. Moderne Monomere zeigen gute physikalische Eigenschaften, eine gute Farbstabilität und sind geruchs- und geschmacksneutral. Noch immer ist das hauptsächlich verwendete Monomer Bis-GMA (Ferracane, 2011; Zimmerli, 2010).

Zum Erreichen einer ausreichenden Polymerisation (Umsetzen von Doppelbindungen in Einfachbindungen unter Bildung eines Polymers) werden Initiatoren benötigt. Durch ihren Zerfall bei chemischer oder physikalischer Aktivierung entstehen sogenannte Radikale. Diese energiereichen Moleküle wiederum reagieren mit den Doppelbindungen der Monomere, wodurch Polymerketten entstehen. Je höher die Polymerisationsrate ist, desto besser sind die physikalischen und mechanischen Eigenschaften (Hellwig, 2009) des ausgehärteten Werkstoffes. Ein Nachteil der Initiatoren ist, dass sie zu Verfärbungen des Komposites führen können.

Stabilisatoren (auch Inhibitoren genannt) verhindern eine verfrühte Polymerisation durch Reaktion mit spontan entstehenden Radikalen in der Monomerpaste. Die Stabilisatoren ermöglichen so eine ausreichende Verarbeitungszeit unter Umgebungslicht. Sie beeinflussen darüber hinaus die Lagerstabilität der Pasten.

Die Aufgabe der Pigmente besteht darin, Komposite mit unterschiedlichen Farben (Farbeindruck, Transparenz, Fluoreszenz *etc.*) zu schaffen. Zusätzlich sind der Matrix noch weitere Additive beigesetzt, wie zum Beispiel Weichmacher, optische Aufheller und Lichtschutzmittel.

Füllstoffe

Als Füllstoffe finden Quarz, Keramik, Glas und Silikate Verwendung (Zimmerli, 2010). Die disperse Phase dient der Verbesserung der physikalischen und mechanischen Eigenschaften der Polymermatrix. Mit Zunahme des Füllstoffgehalts verringern sich thermische Expansion und Kontraktion und die Wasseraufnahme. Füllstoffgehalt, -größe und -verteilung beeinflussen die physikalischen und mechanischen Eigenschaften des Komposit-Werkstoffes, so beispielsweise E-Modul, Bruch- und Abrasionsfestigkeit (Manhart, 2000; Zimmerli, 2010).

Verbundschicht (Silanschicht)

Die Silane dienen der Einbindung (chemischer Verbund) des Füllstoffes in die Matrix. Dabei ist die innige Verbindung zwischen Matrix und Füllstoff Voraussetzung für die Stabilität des

fertigen Polymers. Gleichzeitig werden durch die Silanisierung der Füllstoffe die einzelnen Partikel hydrophobisiert und das Einmischen in die Paste beim Produktionsvorgang vereinfacht. Im Rahmen der Polymerisation der Monomere reagieren diese mit dem Methacrylsäurerest des Silans und binden so den anorganischen Füllstoff chemisch an die Matrix. Die Qualität dieses Verbundes beeinflusst u.a. die Abrasionsfestigkeit des Werkstoffes (Manhart, 2000).

Die Verbundphase gilt als Schwachstelle der Kompositwerkstoffe. Wasser kann die Verbindung Füllstoff/Matrix durch Hydrolyse spalten und somit zu progressiven Degradationsphänomenen führen (Geurtsen, 1989; Hellwig, 2009).

2.1.3 Einteilung der Komposite

Lutz *et al.* teilten die Kompositmaterialien nach Art und Größe der verwendeten Füllkörper in konventionelle Komposite, Mikrofüllerkomposite (homogen und inhomogen) und Hybridkomposite ein (Lutz, 1983).

Heutzutage sind praktisch alle Komposite Hybridkomposite (Ilie, 2011b), ebenso wie die in der vorliegenden Arbeit verwendeten Materialien. Es handelt sich hierbei um eine Mischung von makro- und mikrogefüllten Kompositen. Der Anteil der Makrofüllstoffe aus Keramik, Quarz oder Glas mit einem Durchmesser von $\geq 1 \mu\text{m}$ beträgt üblicher Weise 85-90 Gew.%. 10-15 Gew.% sind Mikrofüllstoffe aus pyrogener Kieselsäure.

Es findet sich ein Gesamtfüllkörpergehalt bis zu 85%. Die Hybridkomposite vereinen die positiven Eigenschaften von makro- und mikrogefüllten Kunststoffen ohne nennenswerte Nachteile. Sie sind röntgenopak und zeigen hervorragende optische und physikalische Eigenschaften. Der hohe Füllstoffgehalt erlaubt eine bessere Kondensierung des Materials, was zu einer hohen Verschleißfestigkeit führt (Zimmerli, 2010). Innerhalb der Hybridkomposite unterteilt man in Feinpartikel- (mittlere Partikelgröße $< 5 \mu\text{m}$), Feinstpartikel- (mittlere Partikelgröße $< 3 \mu\text{m}$) und Submikrometerhybridkomposite (mittlere Partikelgröße $< 1 \mu\text{m}$) (Hickel, 2001).

Neuere Kompositmaterialien sind Modifikationen von Fein- bzw. Feinstpartikelhybridkompositen. So z.B. Nanofüllerkomposite, Kompomere, Ormocere, Poly(mer)gläser und Silorane. Von diesen Materialien kommen in der vorliegenden Arbeit Nanofüllerkomposite zum Einsatz, auf die deshalb im Folgenden kurz eingegangen wird: Bei den Nano-Hybridkompositen handelt es sich um Hybridkomposite, in die Nanopartikel integriert wurden. Dies soll sich positiv auf die Langzeitstabilität und die Politureigenschaften eines Mikrofüllerkomposites auswirken (Zimmerli, 2010).

Eine weitere Möglichkeit, Komposit-Werkstoffe zu klassifizieren, ist die Einteilung nach Viskosität.

Man unterscheidet z.B. zwischen stopf- und fließfähigen Kompositen. Die stopfbaren Komposite sind visköser durch Modifikation der Verteilung der Füllgrößen oder durch Zufügen anderer Füllstoffpartikel. Fließfähige Komposite – so genannte „Flow-Komposite“ – dagegen besitzen eine niedrigere Viskosität. Diese wird durch die Reduktion des Füllkörpergehaltes oder durch Zufügen anderer Zusätze, welche die Fließfähigkeit erhöhen, erreicht (Ferracane, 2011).

Wenngleich die meisten Füllungswerkstoffe lichthärtend sind, kann auch eine Unterscheidung nach Art der Initiierung erfolgen (lichthärtend, chemisch härtend, dual härtend).

Chemisch härtende Komposite

Bei diesen Werkstoffen werden zwei Pasten angemischt, in denen sich die unterschiedlichen Komponenten zur Initiierung befinden: Ein Initiator (häufig Benzoylperoxid) und ein Akzelerator (tertiäres Amin), wobei der Initiator durch den Akzelerator aktiviert wird. Auf diese Weise kommt es zur Bildung von Radikalen. Zur Verbesserung der Lagerfähigkeit sind Inhibitoren zugesetzt, die spontan entstehende Radikale abfangen.

Beim Aushärten können Einschlüsse von Luftblasen als Poren sichtbar werden, was zu Verfärbungen und abnehmender Abrasionsfestigkeit führen kann. Der Polymerisationsgrad (=Konversionsgrad) bezeichnet den Umsetzungsgrad der Doppelbindungen zu Einfachbindungen und ist geringer als bei lichthärtenden Materialien. Das ist als Nachteil anzusehen, da sich ein geringerer Polymerisationsgrad in schlechteren mechanischen und physikalischen Eigenschaften niederschlägt. Außerdem kann sich der verbleibende Restmonomergehalt negativ auf die Gesundheit auswirken. Diskutiert werden hierbei eine Devitalisierung der Pulpa, Allergien und sogar die Entstehung einer generalisierten motorischen und sensorischen Neuropathie (Reichl, 2003). Die genauen Ursachen von Schädigungen sind jedoch weitgehend unbekannt. Von Vorteil ist aber, dass das Material ohne weitere Energiezufuhr in 4-5 min. in der gesamten Schichtstärke aushärtet (Hellwig, 2009). Außerdem zeigen selbsthärtende Komposite eine bessere marginale Adaptation und weniger Mikro-Undichtigkeiten (Kinomoto, 1998).

Lichthärtende Komposite

Als Photoinitiator dient ein Diketon (meistens Kampferchinon) (Cramer, 2011; Ferracane, 2011), das auf die Wellenlänge des verwendeten Lichtes abgestimmt sein muss. Durch die

Energie der Lichtquanten angeregt, reagiert es mit einem Reduktionsagens, wodurch ein angeregter Komplex entsteht. Dieser zerfällt in Radikale und startet dadurch die Polymerisation.

Allgemeine Einflussgrößen bei der Lichthärtung sind die Lichtquelle (Intensität, Wellenlänge, Abstand, Belichtungszeit), Zusammensetzung und Farbe des Komposits, sowie die Anwesenheit von Sauerstoff, der ein Polymerisationsinhibitor ist (Hellwig, 2009; Hofmann, 2010).

Lange Haltbarkeit, kurze Polymerisationszeit, wenig Porosität, lange Lagerfähigkeit und die Tatsache, dass nur eine Komponente in die Kavität eingebracht werden muss, bedingen laut Kinomoto *et al.* (Kinomoto, 1998) die Überlegenheit der lichthärtenden Komposite über die Selbsthärtenden.

Neben den chemisch- und den lichthärtenden Kompositen gibt es auch dualhärtende Systeme, d.h. Kombinationen aus chemisch- und lichthärtenden Kompositen.

2.1.4 Problematik

Der Hauptgrund für das Versagen von Kompositfüllungen ist Sekundärkaries als Folge der Polymerisationsschrumpfung und Frakturen (Ferracane, 2011).

Das Volumen einer Kompositfüllung nimmt um 1,7-5,7 Vol.-% ab, was bis zu 2 Vol.-% durch Wasseraufnahme (= hygroskopische Expansion) kompensiert werden kann. Versluis *et al.* zeigten, dass Komposite in gut konditionierten Kavitäten bei der Polymerisation zu den Bindungsflächen hin schrumpfen.

Kommt es im Rahmen der Verarbeitung zu einer Kontamination des Bondings, beispielsweise durch Speichel an Kavitätenrändern nahe des Gingivasaumes, so erfolgt die Polymerisationsschrumpfung in Richtung der verbliebenen gut konditionierten Flächen (Versluis, 1998). Zurückzuführen ist die Schrumpfung auf eine Kettenverkürzung während der Polymerisation, das heißt, der intermolekulare Abstand der nicht polymerisierten Moleküle ist größer als der interatomare Abstand im polymerisierten Verbund (=Polymer) (Hofmann, 2010). Durch die Schrumpfung kommt es zu internen Spannungen in der Füllung, sowie zu Randspaltbildungen (Roggendorf, 2011).

Die Tendenz zur Randspaltbildung ist abhängig vom sogenannten C-Faktor (= configuration factor) und viskoelastischen Verhalten des Komposits. Der C-Faktor besagt, dass die Höhe der Schrumpfkraft vom Verhältnis der gebundenen zu freien Kompositoberflächen abhängt. Das bedeutet, je mehr gebundene Oberflächen vorhanden sind, desto größer ist der

C-Faktor (Hofmann, 2010). Die Spannungen, die bei der Volumenschrumpfung während der Polymerisation entstehen, können zu Beginn der Abbindereaktion noch durch visköses Verhalten der Paste ausgeglichen werden, nach Erreichen des Gelpunktes ist ein Nachfließen jedoch nicht möglich.

Post-Gelkontraktionen führen zu Spannungen im Material und an Kavitätänden. Zunächst sind Mikrosprünge in der Kunststoffmatrix, Korrosion und vermehrter Oberflächenverschleiß sichtbar. Durch die Belastung des Schmelzes bei adhäsiver Befestigung kann es zu Schmelzsprünge, -abrissen und Deformation der Höcker bis zur Fraktur kommen. Über den entstandenen Randspalt können Bakterien, Flüssigkeit und Luft eindringen, was zu Verfärbung, Karies und erhöhter Sensibilität führen kann (Geurtsen, 1989). Die aktuelle Forschung beschäftigt sich damit, Komposite mit reduzierter Polymerisationsschrumpfung, bzw. -schrumpfspannung zu entwickeln (Ferracane, 2011).

Außerdem soll eine Vermeidung, bzw. Verminderung der Auswirkungen der Polymerisationsschrumpfung durch Softstartpolymerisation (späteres Erreichen des Gelpunktes), Inkrementtechnik oder Einbringen von Flow-Komposit im Bereich der Kontaktfläche zu den Zahnhartsubstanzen möglich sein (Cramer, 2011; Hellwig, 2009; Hofmann, 2010).

Ein weiteres Problem bei Kompositen ist die Abrasion. Als Abrasion wird in der Zahnheilkunde laut Terminologieliste der Deutschen Funktionsgesellschaft für Funktionsdiagnostik und Therapie (DGFD) und der Deutschen Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGPro) der „Zahnhartsubstanzverlust durch Reibung“ bezeichnet. In diesem Kapitel wird die Abrasion jedoch auf die Kompositfüllung bezogen. Durch hydrolytische Spaltung der Silan-Füllstoff-Verbindung können sich Mikroorganismen und Plaque anlagern und zu Mikrorissen in der Kunststoffmatrix führen. Bei Druckbelastung der Füllung kommt es zur Schwächung der Füllstoff-Matrix-Verbindung und somit zum Verlust von Füllpartikeln. Zusätzlich können Ethanol und organische Säuren der Plaque zum Abbau der Matrix beitragen. Klinisch können sich Formveränderungen der Füllung, Verlust der Antagonistenkontakte, rauere Oberflächen, Anlagerung von Plaque, Sekundärkaries, Verfärbungen und verschlechterte Ästhetik zeigen (Geurtsen, 1989; Palaniappan, 2010).

2.1.5 Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz

Bei Kompositen kommt es ohne Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz weder zu einer chemischen Verbindung, noch zu einer mechanischen Retention zwischen Komposit und

Zahnhartsubstanz. Daher ist eine Konditionierung von Schmelz und Dentin mit einem Adhäsivsystem erforderlich (Hickel, 2001). Zur Auswahl stehen hierbei inzwischen viele verschiedene Systeme, von denen in Tabelle 1 die geläufigsten aufgeführt sind (Frankenberger, 2006).

Tabelle 1 Unterschiedliche Adhäsivsysteme

Produkt	3-Schritt Etch & Rinse-System	2-Schritt-Systeme	1-Schritt Self-Etch-System
Arbeitsschritte	1.Ätzen 2.Primen 3.Bonden	1.Ätzen 2.Selbstprimendes Bonden Oder 1.Selbstätzendes Primen 2.Bonden	1.Selbstätzendes selbstprimendes Bonden

Klassische **3-Schritt Etch & Rinse Systeme** bestehen aus den Komponenten Konditionierer (entweder 10%ige Zitronensäure, 10-40%ige Phosphorsäure, 4%ige Salpetersäure, oder 2-4%ige Maleinsäure), Primer (hydrophiles Monomer in Lösungsmittel) und Adhäsiv (=Bonding; verschiedene Monomere). Die Konditionierung der Zahnhartsubstanz mit Säure führt zu besserer Benetzbarkeit, einer Oberflächenvergrößerung und erzeugt ein Mikoretentionsrelief (Hellwig, 2009), indem es zum Herauslösen von Calcium-Phosphaten und Hydroxylapatit und damit zum Freilegen von Mikroporositäten, sowohl im Schmelz, als auch im Dentin, kommt (Van Meerbeek, 2003).

Dabei werden organische Auflagerungen und die äußerste, nicht reaktionsfähige Schmelzschicht, sowie die so genannte Schmierschicht entfernt. Im Schmelz entsteht durch die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Schmelzprismen im Zentrum und in der Peripherie eine raue Struktur, im Dentin werden Kollagenfasern freigelegt (Hickel, 2001). Der Primer enthält hydrophile Monomere, die in die Dentintubuli und das freigelegte Kollagenfasernetzwerk eindringen. Dadurch bildet sich eine Hybridschicht in einer Dicke von 1-5 µm, wobei die Dicke der Hybridschicht keinen Einfluss auf die Haftkraft hat (Tyas, 2004). Das Adhäsiv schließlich enthält Methacrylate. Es dient als Verbundstoff zwischen hydrophilem Dentin und hydrophobem Komposit.

Die Haftung des Komposites erfolgt durch mikromechanische Retention im Bereich des angeätzten Schmelzes und des intertubulären Dentins und Ausbildung von Zapfen („tags“) in den Dentinkanälchen.

Seit Buonocore 1955 den Grundstein für die Schmelz-Ätztechnik gelegt hat, wurden die Adhäsivsysteme stets weiterentwickelt. Der Trend geht immer mehr zu zeitsparenden und einfacheren Systemen, weshalb verschiedene Schritte zusammengefasst werden (Roggendorf, 2011; Van Meerbeek, 2003). Bei den 2-Schritt-Systemen kann nach dem Ätzen ein selbstprimendes Bonding (**2-Schritt Etch & Rinse System**) aufgetragen werden oder es wird ein selbstätzender Primer (**2-Schritt Self-etch**) verwendet, sodass als 2. Schritt nur noch das Auftragen des Bondings anfällt. Bei den **1-Schritt Self-etch-Systemen** erfolgt das Aufbringen eines sauren Primer-Adhäsiv-Gemisches, wodurch mit nur einem Produkt eine Konditionierung von Schmelz und Dentin, sowie die Haftung des Komposites an die Zahnhartsubstanzen erreicht werden.

Ozer *et al.* zeigten eine Überlegenheit der selbstätzenden Adhäsive über die 3-Schritt-Etch&Rinse-Systeme im Bereich der Dentinhaftung, wohingegen die 3-Schritt-Systeme bei der Schmelzhaftung dominieren (Ozer and Blatz, 2013). Dies ist zum einen zurückzuführen auf das Fehlen von Kollagen im Schmelz und zum anderen auf die Trockenheit des Schmelzes im Vergleich zu Dentin. Während Schmelz durch einen Luftstrom getrocknet werden kann, gestaltet sich dieser Prozess im Dentin schwierig: In den Dentintubuli wird Feuchtigkeit aus tiefer gelegenen Schichten an die Oberfläche transportiert (Hashimoto *et al.*, 2004). Exzessives Trocknen kann wiederum zum Kollabieren der geätzten Kollagenfibrillen führen. Der interfibrilläre Raum geht so verloren, wodurch die Infiltration des Monomers behindert wird (Pashley *et al.*, 2011). Bei den meisten 3-Schritt-Etch & Rinse-Systemen (auch das in dieser Studie verwendete OptiBond FL) enthält nur der Primer ein Lösungsmittel, das Adhäsiv selbst ist frei von Lösungsmitteln. Die Lösungsmittel im Primer sind nötig, um eine Diffusion der Monomere in das durch die Säurekonditionierung demineralisierte Dentin zu ermöglichen. Die lösungsmittelfreien Adhäsive versiegeln das mit Primer vorbehandelte Dentin. Die Absorption und die Wasserlöslichkeit von lösungsmittelfreien Adhäsiven sind weniger als halb so hoch wie die der lösungsmittelhaltigen Adhäsive. Das bedeutet, dass sie weniger Wasser aufnehmen und somit weniger Degradation zeigen (Fabre *et al.*, 2007; Malacarne *et al.*, 2006). Bei den selbstprimenden Bondings der 2-Schritt-Systeme müssen die Monomere mit den Lösungsmitteln in einer Flasche kombiniert werden. Nach der Diffusion der Monomere in das konditionierte Dentin müsste das Lösungsmittel jedoch entfernt werden, da verbleibende Lösungsmittel in den Adhäsiven die Polymerisation behindern können. So entstehende Poren sorgen für eine erhöhte Durchlässigkeit der Adhäsivschicht und somit zu schlechteren Bondingeigenschaften (Ikeda *et al.*, 2005; Silva e Souza *et al.*, 2010).

Da bei den selbstätzenden Adhäsiven das Abspülen des Ätzgels entfällt, verkürzt sich die Anwendungsdauer. Außerdem werden die Techniksensitivität und die Fehlerrate während der Applikation reduziert (De Munck *et al.*, 2005). Man kann zwischen starken (pH-Wert < 1) und milden (pH-Wert ~ 1) selbstätzenden Adhäsiven (Van Meerbeek, 2003) unterscheiden. Die starken selbstätzenden Adhäsive erzeugen eine ähnliche Morphologie an den Grenzflächen im Dentin wie die Etch & Rinse-Systeme. Bei den milden selbstätzenden Adhäsiven verbleibt jedoch eine wesentliche Anzahl an Hydroxidapatitkristallen innerhalb der Hybridschicht. Mit diesen verbleibenden Kristallen können nun Carboxyl- oder Phosphatgruppen von Monomeren chemisch interagieren. Dies scheint sich vorteilhaft auf den dauerhaften Verbund zwischen Zahn und Füllmaterial auszuwirken (Yoshida *et al.*, 2004). Ursächlich sind laut Hashimoto *et al.* in den Dentintubuli zurückbleibende „smear plugs“, die den auswärts gerichteten Flüssigkeitsstrom zurückhalten (Hashimoto *et al.*, 2004). Den guten Werten bezüglich der Haftung im Dentin (Ferreira *et al.*, 2013), stehen schlechtere Werte im Schmelz gegenüber: Hier ist das nur oberflächliche Ätzmuster und die somit verringerte mikromechanische Retention nachteilig (Pashley and Tay, 2001; Tay *et al.*, 2004).

In mehreren Studien schnitten im *in vitro*-Versuch die 2-Schritt Self-Etch-Systeme besser ab als 1-Schritt-Systeme (Chopra *et al.*, 2009; Ishikawa *et al.*, 2007). Die 1-Schritt-Systeme sind hydrophiler und können somit tiefer in die Dentintubuli eindringen. Je tiefer das Adhäsiv penetriert, desto mehr steigt der Wassergehalt (Chopra *et al.*, 2009). Studien zeigten, dass der erhöhte Wassergehalt einer der Hauptfaktoren ist, die die Polymerisation beeinträchtigen. Dies führt zu unpolymerisierten sauren und aggressiven Monomeren, die weiterhin das Dentin anätzen und sich so negativ auf die Bonding-Eigenschaften auswirken (Wang and Spencer, 2005). Hafer *et al.* sehen die Verwendung von 1-Schritt-Adhäsivsystemen auf Grund der verringerten Schmelz-Adhäsiv-Komposit-Interaktion als kritisch (Hafer *et al.*, 2013). Auch die Ergebnisse von De Munck *et al.* über die Effektivität von 1-Schritt-Adhäsiven sind schlecht (De Munck *et al.*, 2003).

Laut DGZMK soll eine „Vereinfachung entsprechender Haftvermittlersysteme durch eine Reduktion von Arbeitsschritten deren Techniksensitivität reduzieren und gleichzeitig einen mit Mehr-Schritt-Systemen vergleichbaren Haftverbund ermöglichen“ (DGZ, 2009).

Zusammenfassen lassen sich die Aufgaben von Adhäsivsystemen wie folgt: Anbindung von Komposit-Werkstoffen an Zahnhartsubstanz, spaltfreier dauerhafter Verbund zwischen

Füllungswerkstoff und Zahnhartsubstanz und Pulpaschutz mit Vermeidung postoperativer Hypersensibilität.

In der heutigen Zeit ist ein schnelleres Arbeiten mehr und mehr gefragt. Aus diesem Grund werden in der vorliegenden Arbeit Materialkombinationen eingesetzt, die eine rasche und vereinfachte Technik ermöglichen.

2.2 Ziel der Studie

Das Ziel der nachstehend beschriebenen Untersuchung war es, zu prüfen, in wie weit der Anteil perfekter Kavitätenränder in Schmelz und Dentin durch das eingesetzte Komposit-/Adhäsivsystem in Klasse-II Kavitäten (2-flächig) beeinflusst wird.

Die Evaluierung der Prüfparameter erfolgte nach 24 Stunden Wasserlagerung nach dem Legen der Füllungen, nach weiterer zweimonatiger Wasserlagerung und anschließender Thermo-Wechsel-Belastung (TWB) sowie nach Mechanobelastung. Als Zielgröße galt der Anteil perfekter Ränder in Schmelz/Dentin (REM-Analyse).

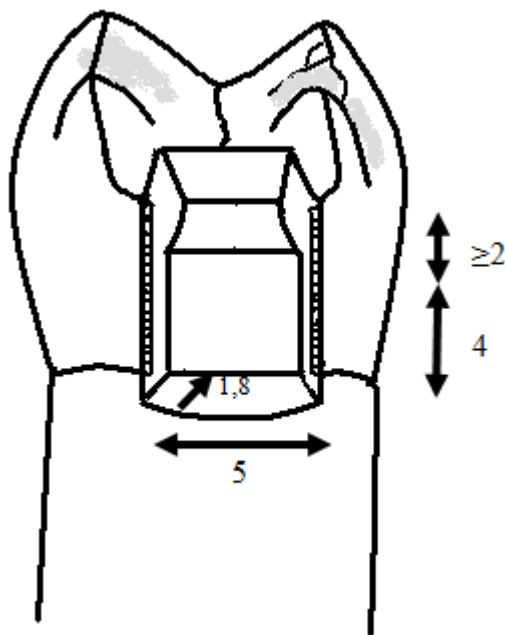
3 Material & Methode

3.1 Rahmenbedingungen

Alle Untersuchungen wurden in Laborräumen bei konstanten Umgebungsbedingungen (23 ± 1 °C, $50 \pm 5\%$ r.F.) durchgeführt. Alle Materialien wurden gemäß Herstellerangaben verarbeitet.

3.2 Experimentelles Vorgehen

Abb. 1: Schematische Darstellung der Kavitätenpräparation (Angaben in mm)



3.2.1 Vorbereitung der Zähne

Als Untersuchungsmaterial dienten 80 extrahierte menschliche Unterkiefermolaren, die bis zur Untersuchung unversehrt waren. Gewebereste wurden mit Scalern (Artikel-Nr. SM11/12A6, Hu-Friedy Mfg. B.V., Rotterdam/Netherlands) und Küretten (Gracey 7/8 grün, Artikel-Nr. SG7/897; Gracey 15/16 orange, Artikel-Nr. SG15/1693, Gracey 17/18 blau, Artikel-Nr. SG17/1898, alles Hu-Friedy Mfg. B.V., Rotterdam/Netherlands) entfernt. Anschließend wurden die Zähne in 0,1%-iger Thymollösung (abgefüllt von der Apotheke am Kornmarkt, Trier/Germany) gelagert, um sie vor Austrocknung zu schützen. Zur Präparation

wurden birnenförmige Diamanten (010) mit einer Körnung von 100 µm (Artikel-Nr. 830 L, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo/Germany) und zum darauf folgenden Finieren birnenförmige Diamanten (010, rot) mit einer Körnung von 30 µm (Artikel-Nr. 8830 L, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo/Germany) verwendet.

Die Präparation (Abb. 1) der Klasse-II-Kavitäten erfolgte nach folgenden Richtlinien: Distal reichte die 5 mm breite Kavität bis mindestens 1 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze. Die Tiefe der zervikalen Stufe betrug 1,8 mm. Der Abstand zwischen dem Boden der zervikalen Stufe und dem Boden der okklusalen Kavität betrug 4 mm. Die Tiefe der okklusalen Kavität war variabel, betrug aber mindestens 2 mm. Somit ergab sich approximal eine Gesamttiefe von mindestens 6 mm. Anschließend erfolgte distal im Schmelz eine

Anschrägung von 0,5 mm im 45°-Winkel mit flammenförmigen Diamanten (010, weiß) mit einer Körnung von 8 µm (Artikel-Nr. 862 UF, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo/Germany). Die Zähne wurden auf der mesialen, nicht präparierten Fläche mit einem kugelförmigen Diamanten (Artikel-Nr. 801, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo/Germany) mit einer Nummer von eins bis 80 versehen, sodass eine klare Identifizierung jeder Füllung möglich war. Vor dem Legen der Füllungen wurden die Zähne 24 Stunden in Wasser bei Raumtemperatur gelagert.

3.2.2 Legen der Füllungen

Die einzelnen Materialkombinationen können Tabelle 2 entnommen werden. Der zu füllende Zahn wurde in der Hand gehalten und die Kavität mit dem jeweiligen System -den Herstellerangaben entsprechend- konditioniert. Tabelle 3 gibt eine Übersicht über die verwendeten Adhäsivsysteme und deren Verarbeitung. Distal wurde eine Zervikalfolie aus beschichtetem Aluminium (Hawe Zervikal Folie, Artikel-Nr. 723, Kerr GmbH, Rastatt/Germany) adaptiert. Anschließend erfolgte die Applikation des jeweiligen Komposites, in den Gruppen 1, 3, 5, 8, 9 und 10 ohne Deckschicht, in den Gruppen 2, 4 und 6 mit Deckschicht.

Zusätzlich wurde eine Versuchsreihe mit Herculite-Komposit (Kerr GmbH, Rastatt/Germany) in Inkrementtechnik als Kontrollgruppe (Gruppe 7) durchgeführt. Tabelle 4 zeigt die einzelnen Komposite und die Vorgehensweise beim Legen der Füllungen. Bei den modellierfähigen Kompositen erfolgte die Ausarbeitung des okklusalen Reliefs und der Randleisten mit Handinstrumenten (Heidemann-Spatel, Artikel-Nr. DE421R, Composite-Modellierinstrument Freedman, Artikel-Nr. DF077R, beides Aesculap AG, Tuttlingen/Germany). Die fließfähigen Komposite wurden erst nach der Polymerisation mit Feinkorndiamanten (Knospe, rot, Artikel-Nr. 8368, Granate, rot, Artikel-Nr. 8390, beides Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo/Germany) ausgearbeitet. Zur Polymerisation wurde die LED-Polymerisationslampe Elipar Freelight 2 TM (Artikel-Nr. 001896, 3 M ESPE, Seefeld/Germany) mit einer Lichtleistung von 1200 mW/cm² verwendet.

Tabelle 2 Materialkombinationen (Az = Aushärtezeit in s, bzw. min)

Gruppe (Nummerierung)	Hersteller	Komposit/Az (Basis)	Komposit/Az (Deckschicht)	Bonding/Az
1 (1-8)	Heraeus Kulzer	Venus Bulk Fill/20s	keine	i-Bond SE/20s
2 (9-16)	Heraeus Kulzer	Venus Bulk Fill/20s	Venus Pearl A2/20s	i-Bond-SE/20s
3 (17-24)	VOCO	x-tra fil/10s	keine	Futurabond NR/10s
4 (25-32)	VOCO	x-tra base/20s	Grandio SO/10s	Futurabond NR/10s
5 (33-40)	Dentsply	SureFil SDR/20s	keine	XP Bond/10s
6 (41-48)	Dentsply	SureFil SDR/20s	Ceram x M2/20s	XP Bond/10s
7 (49-56)	Kerr	Herculite XRV A2/20s	keine	OptiBond FL/20s
8 (57-64)	Ivoclar/Vivadent	Tetric EvoCeram Bulk Fill/10s	keine	AdheSE/10s
9 (65-72)	Heraeus Kulzer	Charisma PPF	keine	Gluma Desensitizer Adhesive SC/5 min
10 (73-80)	Kerr	Sonic Fill	keine	OptiBond XTR/10 s

Tabelle 3 Verwendete Adhäsivsysteme und Vorgehen bei der Konditionierung

Gruppe (Nummerierung)	Adhäsivsystem/Typ	Vorgehensweise
1 (1-8) 2 (9-16)	i-Bond SE/ 1-Schritt Self-Etch- System	- Kavität trocken legen - i-Bond SE auftragen, 20 s einmassieren - 10 s mit Luftstrom sorgfältig verblasen - 20 s lichthärten
3 (17-24) 4 (25-32)	Futurabond NR/ 1-Schritt Self-Etch- System	- Kavität trocken legen - Single-Dose Blister aktivieren; Adhäsiv auftragen, 20 s einmassieren - mit Luftstrom mind. 5 s verblasen - 10 s lichthärten
5 (33-40) 6 (41-48)	XP Bond/ 2-Schritt Etch & Rinse- System	- Ätzelgel auftragen → Schmelz mind. 15 s, Dentin max. 15 s, Gel mit Absaugkanüle und Wasserspray entfernen und Kavität mind. 15 s mit Wasser abspülen - Kavität trocknen - XP Bond auftragen, 20 s einwirken lassen - mit Luftstrom 5 s verblasen - mind. 10 s lichthärten
7 (49-56)	OptiBond FL/ 3-Schritt Etch & Rinse- System	- Ätzelgel auftragen → Schmelz mind. 15 s, Dentin max. 15 s, Gel mit Absaugkanüle und Wasserspray entfernen und Kavität mind. 15 s mit Wasser abspülen - Kavität trocknen - OptiBond FL Prime 15 s lang auftragen - 5 s lufttrocknen - OptiBond FL Adhäsiv auftragen, verblasen - 20 s lichthärten
8 (57-64)	AdheSE/ 2-Schritt Self-Etch- System	- Kavität trocken legen - AdheSE Primer auftragen, 15 s einmassieren (gesamte Einwirkzeit mind. 30 s) - Überschuss verblasen - AdheSE Bond auftragen - sanft verblasen - 10 s lichthärten
9 (65-72)	Gluma Desensitizer + Adhesive SC / 3-Schritt Etch & Rinse- System (Selbsthärtendes Bonding)	- Ätzelgel auftragen → Schmelz mind. 15 s, Dentin max. 15 s, Gel mit Absaugkanüle und Wasserspray entfernen und Kavität mind. 15 s mit Wasser abspülen - Kavität trocknen - Gluma Desensitizer auftragen, 40 s einwirken lassen - vorsichtig verblasen - base- und cat-Flüssigkeit im Verhältnis 1 : 1 mischen (20 s) - angemischtes Adhesive SC auftragen, 5 min. aushärten lassen
10 (73-80)	OptiBond XTR/ 2-Schritt Self-Etch- System	- Kavität trocken legen - Primer auftragen und 20 s einmassieren - mit Luftstrom 5 s verblasen - Adhäsiv 15 s lang auftragen - mit Luftstrom 5 s verblasen - 10 s lichthärten

Tabelle 4 Verwendete Komposite und Vorgehen beim Legen der Füllungen

Gruppe (Nummerierung)	Komposit	Vorgehensweise
1 (1-8)	Venus Bulk Fill	<ul style="list-style-type: none"> - 1. Schicht 4 mm auftragen - 20 s lichthärten - 2. Schicht mind. 2 mm auftragen - 20 s lichthärten
2 (9-16)	Venus Bulk Fill mit Venus Pearl	<ul style="list-style-type: none"> - Venus Bulk Fill 4 mm auftragen - 20 s lichthärten - Venus Pearl max. 2 mm auftragen -20 s lichthärten - ggf. 2. Schicht Venus Pearl auftragen, Ausarbeitung des okklusalen Reliefs und der Randleisten - 20 s lichthärten
3 (17-24)	VOCO x-tra fil	<ul style="list-style-type: none"> - 1. Schicht VOCO x-tra fil 4 mm auftragen - 10 s lichthärten - 2. Schicht VOCO x-tra fil mind. 2 mm auftragen, Ausarbeitung des okklusalen Reliefs und der Randleisten - 10 s lichthärten - zusätzliche Polymerisation (10 s) von approximal nach Entfernen der Matrize (von Hersteller empfohlen)
4 (25-32)	VOCO x-tra base mit GrandioSo	<ul style="list-style-type: none"> - VOCO x-tra base auftragen (4 mm) - 20 s lichthärten - VOCO Grandio SO 2 mm auftragen - 10 s lichthärten - ggf. 2. Schicht VOCO Grandio SO auftragen, Ausarbeitung des okklusalen Reliefs und der Randleisten - 10 s lichthärten - zusätzliche Polymerisation (10 s) von approximal nach Entfernen der Matrize (von Hersteller empfohlen)
5 (33-40)	Dentsply SureFil SDR	<ul style="list-style-type: none"> - SDR auftragen (4 mm) - mind. 20 s lichthärten - 2. Schicht mind. 2 mm auftragen - mind. 20 s lichthärten
6 (41-48)	Dentsply SureFil SDR mit Ceram x	<ul style="list-style-type: none"> - SDR auftragen (4 mm) - mind. 20 s lichthärten - Ceram x 2 mm auftragen - 20 s lichthärten - ggf. 2. Schicht Ceram x auftragen - 20 s lichthärten
7 (49-56)	Kerr Herculite XRV	<ul style="list-style-type: none"> - Herculite XRV (2 mm) horizontal am Boden der Kavität einbringen - 20 s lichthärten - max. 2 mm dicke Schicht in schräg/vertikaler Richtung einbringen - 20 s lichthärten - weiterhin mit jeweils max. 2 mm dicken Schichten in schräg/vertikaler Richtung fortfahren (jeweils 20 s lichthärten); bei der letzten Schicht okklusales Relief ausarbeiten vor Lichthärtung
8 (57-64)	Ivoclar/Vivadent Tetric EvoCeram Bulk Fill	<ul style="list-style-type: none"> - 1. Schicht Tetric EvoCeram Bulk Fill (4 mm) auftragen - 10 s lichthärten - 2. Schicht mind. 2 mm auftragen; ausarbeiten des okklusalen Reliefs - 10 s lichthärten - nochmals 10s von approximal lichthärten (von Hersteller empfohlen)
9 (65-72)	Charisma PPF	<ul style="list-style-type: none"> - Basis- und Katalysatorpaste im Verhältnis 1 : 1 45 s mischen und in die Kavität einbringen, 30 min. Lagerung im Wärmeschränk bei 38°C
10 (73-80)	Kerr Sonic Fill	<ul style="list-style-type: none"> - Sonic Fill (1 mm) auftragen und mit Kugelstopfer adaptieren - weiter die Kavität bis zu 5 mm füllen - 20 s lichthärten - 2. Schicht SonicFill mind. 2 mm auftragen, Ausarbeitung des okklusalen Reliefs und der Randleisten - 20 s lichthärten - zusätzliche Polymerisation (20 s) von approximal nach Entfernen der Matrize (von Hersteller empfohlen)

Versuchsgruppe 1: Venus Bulk Fill

Venus Bulk Fill wurde als alleiniges Füllungsmaterial verwendet. Es handelt sich um ein fließfähiges, lichthärtendes, röntgenopakes Nano-Hybridkomposit und kann in Schichtstärken von bis zu 4 mm eingebracht und polymerisiert werden. Vor dem Einbringen des Füllungsmaterials ist die Applikation eines Adhäsiv-Systems (in diesem Fall i-Bond SE) auf Schmelz und Dentin erforderlich. i-Bond SE ist ein lichthärtendes 1-Schritt Self-Etch-System.

Zur Konditionierung wurde die Kavität durch Verblasen im Luftstrom trocken gelegt. Anschließend erfolgte das Auftragen von i-Bond SE mit dem mitgelieferten Pinsel auf die gesamte Kavitätenoberfläche und den Kavitätenrand. Danach wurde das Bonding über 20 s einmassiert. Nach dem Verblasen im Luftstrom für 10 s wurde das Bonding 20 s mit der LED-Polymerisationslampe Elipar Freelight 2 TM (Artikel-Nr. 001896, 3 M ESPE, Seefeld/Germany) mit einer Lichtleistung von 1200 mW/cm² ausgehärtet.

Daraufhin wurde die 1. Schicht Venus Bulk Fill in einer Stärke von 4 mm aufgetragen. Hierbei wurde darauf geachtet, am tiefsten Punkt in der präparierten Kavität zu beginnen und die Applikationskanüle eingetaucht zu lassen. Nach Lichthärtung (20 s) erfolgte das Auftragen der 2. Schicht (mind. 2 mm). Auch die 2. Schicht wurde mit der Elipar Freelight 2 TM (Artikel-Nr. 001896, 3 M ESPE, Seefeld/Germany) ausgehärtet (20 s).

Versuchsgruppe 2: Venus Bulk Fill in Kombination mit Venus Pearl

In dieser Prüfgruppe wurde Venus Bulk Fill als 4 mm dicke Basisschicht eingesetzt. Für die mindestens 2 mm dicke Deckschicht fand Venus Pearl Verwendung. Venus Pearl ist ein radioopakes, lichthärtendes Nano-Universalkomposit. Es kann in maximal 2 mm dicken Schichten appliziert werden. Vor dem Einbringen des Füllungsmaterials ist die Applikation eines Adhäsiv-Systems (i-Bond SE; s.o.) auf Schmelz und Dentin erforderlich.

Die Konditionierung erfolgte wie bei Versuchsgruppe 1.

Da die 4 mm dicke Basisschicht in dieser Versuchsgruppe ebenfalls aus Venus Bulk Fill bestand, wurde auch hier vorgegangen wie in Versuchsgruppe 1. Nach 20 s Lichthärtung wurde als Deckschicht Venus Pearl in einer Schichtstärke von 2 mm aufgetragen und sorgfältig an die Kavitätenwände/Zahnflächen adaptiert. Auch diese Schicht wurde 20 s mit der LED-Polymerisationslampe Elipar Freelight 2 TM (Artikel-Nr. 001896, 3 M ESPE, Seefeld/Germany) ausgehärtet. Gab die Kavitätentiefe dies vor, erfolgte das Auftragen einer

weiteren Schicht Venus Pearl mit Adaptation an Kavitätenwände/Zahnflächen. Anschließend wurden das okklusale Relief und die Randleisten ausgearbeitet und daraufhin lichtgehärtet.

Versuchsgruppe 3: VOCO x-tra fil

VOCO x-tra fil wurde als alleiniges Füllungsmaterial verwendet. Es handelt sich um ein lichthärtendes, röntgenopakes Hybridkomposit. Es kann in Schichtstärken von bis zu 4 mm aufgetragen werden. Vor dem Einbringen des Füllungsmaterials ist die Applikation eines Adhäsiv-Systems (in diesem Fall Futurabond NR) auf Schmelz und Dentin erforderlich. Futurabond NR ist ein mit Nanopartikeln verstärktes, lichthärtendes 1-Schritt Self-Etch-System.

Zur Konditionierung wurde die Kavität trocken gelegt und der Single-Dose Blister mit Druck zwischen Daumen und Zeigefinger aktiviert. Dadurch gelangte Flüssigkeit B im Verhältnis 1:1 zu Flüssigkeit A in den Entnahmehof. Mit dem mitgelieferten Single Tim konnte nun die Folie durchstoßen werden und durch mehrmaliges Vermengen eine homogene Mischung von A und B herbeigeführt werden. Das so entstandene Adhäsiv wurde in nicht zu dünner Schicht auf Schmelz/Dentin aufgetragen und 20 s in die Zahnhartsubstanz einmassiert. Anschließend erfolgte das Verblasen im Luftstrom (mind. 5 s) und die Lichthärtung (10 s) mit der LED-Polymerisationslampe Elipar Freelight 2 TM (Artikel-Nr. 001896, 3 M ESPE, Seefeld/Germany). Die 1. Schicht VOCO x-tra fil wurde in einer Schichtstärke von 4 mm aufgetragen und an die Kavitätenwände adaptiert. Nach Lichthärtung (10 s) mit der vorgenannten Polymerisationslampe erfolgte das Auftragen der 2. Schicht VOCO x-tra fil (mind. 2 mm) und das Adaptieren an die Kavitätenwände. Nach Ausarbeitung des okklusalen Reliefs und der Randleisten wurde auch diese Schicht 10 s mit der Elipar Freelight 2 TM (Artikel-Nr. 001896, 3 M ESPE, Seefeld/Germany) ausgehärtet. Zusätzlich erfolgte –wie vom Hersteller empfohlen- nach Entfernen der Matrize eine zusätzliche Polymerisation (10 s) von approximal.

Versuchsgruppe 4: VOCO x-tra base und Grandio SO

VOCO x-tra base wurde als 4 mm dicke Basisschicht verwendet. Für die mindestens 2 mm dicke Deckschicht fand VOCO Grandio SO Verwendung. VOCO x-tra base ist ein röntgenopakes, lichthärtendes Flow-Komposit für Unterfüllungen und kann in maximal 4 mm dicken Schichten appliziert werden. VOCO Grandio SO ist ein lichthärtendes, röntgenopakes

Füllungsmaterial und kann in maximal 2 mm dicken Schichten appliziert werden. Vor dem Einbringen der Füllungsmaterialien ist die Applikation eines Adhäsiv-Systems (Futurabond NR, s.o.) auf Schmelz und Dentin erforderlich.

Die Konditionierung erfolgte wie in der Versuchsgruppe 3.

VOCO x-tra base wurde beginnend am tiefsten Punkt der Kavität in die Kavität eingebracht und die Kavität von unten nach oben aufgefüllt (4 mm). Um Luftblasen zu vermeiden, wurde auf ein langsames, gleichmäßiges Ausfließen geachtet. Nach Lichthärtung (20 s) mit der LED-Polymerisationslampe Elipar Freelight 2 TM (Artikel-Nr. 001896, 3 M ESPE, Seefeld/Germany) wurde VOCO Grandio SO in einer Schichtstärke von 2 mm aufgetragen und an die Kavitätenwände/Zahnoberfläche adaptiert. Auch diese Schicht wurde 10 s lichtgehärtet. Falls die Kavitätentiefe dies vorgab, erfolgte das Auftragen einer weiteren Schicht VOCO Grandio SO. Nach Adaptieren des Komposites an die Kavitätenwände/Zahnoberfläche und Ausarbeitung des okklusalen Reliefs sowie der Randleisten wurde die letzte Schicht ebenfalls 10 s mit der Elipar Freelight 2 TM (Artikel-Nr. 001896, 3 M ESPE, Seefeld/Germany) ausgehärtet. Zusätzlich erfolgte nach Entfernen der Matrice – wie vom Hersteller empfohlen - eine weitere Polymerisation (10 s) von approximal.

Versuchsgruppe 5: Dentsply SureFil SDR

SDR wurde als alleiniges Füllungsmaterial verwendet. Es handelt sich um ein fließfähiges, radioopakes lichthärtendes Komposit und kann in Schichtstärken bis zu 4 mm aufgetragen werden. Vor dem Einbringen des Füllungsmaterials ist die Applikation eines Adhäsiv-Systems (in diesem Fall XP Bond) auf Schmelz und Dentin erforderlich. XP Bond ist ein universeller selbstprimender Haftvermittler (2-Schritt Etch & Rinse- System). Zuvor ist eine Säurekonditionierung mit Phosphorsäure notwendig. Es wurde Kerr Ätzel (37,5% -ige Phosphorsäure) verwendet.

Das Auftragen des Ätzel erfolgte beginnend von den Schmelzrändern auf die Zahnoberfläche der gesamten Kavität. Schmelz wurde mind. 15 s, Dentin max. 15 s geätzt. Das Entfernen des Gels erfolgte mittels Absaugkanüle und Wasserspray. Die Kavität wurde mind. 15 s mit Wasser abgespült und anschließend mit schwachem Luftstrom und Wattepellets getrocknet. XP Bond wurde mit einem Einmalpinsel gleichmäßig und ohne Pfützenbildung auf die Kavität aufgetragen. Nach einer Einwirkzeit von 20 s erfolgte das Verblasen (5 s) und anschließend das Lichthärten (mind. 10 s) mit der LED-

Polymerisationslampe Elipar Freelight 2 TM (Artikel-Nr. 001896, 3 M ESPE, Seefeld/Germany).

Surefil SDR wurde beginnend am tiefsten Punkt der Kavität mit leichtem Druck direkt aus der Compule eingebracht und dabei die Spitze allmählich zurückgezogen, bis eine Schichtstärke von 4 mm erreicht wurde. Danach erfolgte die Polymerisation (mind. 20 s) mit der LED-Polymerisationslampe Elipar Freelight 2 TM (Artikel-Nr. 001896, 3 M ESPE, Seefeld/Germany). Bei der 2. aufgetragenen Schicht (mind. 2 mm) wurde ebenso verfahren.

Versuchsgruppe 6: Dentsply SureFil SDR und Ceram x

SureFil SDR wurde als 4 mm dicke Basisschicht verwendet. Für die mindestens 2 mm dicke Deckschicht fand Ceram x Verwendung. Ceram x ist ein lichthärtendes, röntgenopakes, nanokeramisches Füllungsmaterial und kann in maximal 2 mm dicken Schichten appliziert werden. Vor dem Einbringen des Füllungsmaterials ist die Applikation eines Adhäsiv-Systems (XP Bond mit vorheriger Säurekonditionierung mit Kerr Ätzel) auf Schmelz und Dentin erforderlich.

Die Konditionierung erfolgte wie bei Versuchsgruppe 5, ebenso das Einbringen und Polymerisieren der 4 mm starken Schicht Surefil SDR.

Anschließend wurde Ceram x (Schichtstärke 2 mm) aufgetragen und 20 s mit der LED-Polymerisationslampe Elipar Freelight 2 TM (Artikel-Nr. 001896, 3 M ESPE, Seefeld/Germany) lichtgehärtet. Falls die Kavitätentiefe dies vorgab, wurde eine 2. Schicht Ceram x aufgetragen und wie die 1. Schicht polymerisiert.

Versuchsgruppe 7: Kerr Herculite XRV (Kontrollgruppe mit Inkrementtechnik)

Abb. 2: Schematische Darstellung der Inkrementtechnik

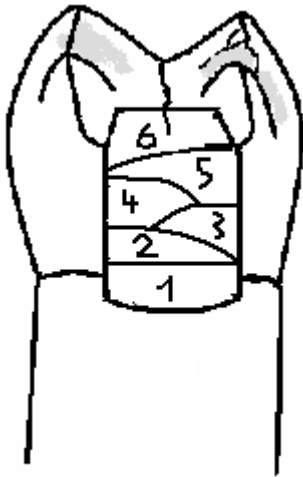


Abb. 2 zeigt schematisch, wie die Schichtung des Füllungsmaterials nach der Inkrementtechnik erfolgt.

Herculite XRV ist ein lichthärtendes Mikro-Hybrid-Komposit und kann in Schichtstärken von max. 2 mm appliziert werden. Vor dem Einbringen des Füllungsmaterials ist die Applikation eines Adhäsiv-Systems (OptiBond FL) auf Schmelz und Dentin erforderlich. OptiBond FL ist ein lichthärtendes 3-Schritt Etch & Rinse- System. Zur Säurekonditionierung wurde Kerr Ätzel (37,5% -ige Phosphorsäure) verwendet.

Das Auftragen des Ätzel erfolgte beginnend von den Schmelzrändern auf die Zahnoberfläche der gesamten Kavität.

Hierbei wurde Schmelz mind. 15 s, Dentin max. 15 s geätzt. Das Entfernen des Gels erfolgte mit Absaugkanüle und Wasserspray, wobei die Kavität mind. 15 s mit Wasser abgespült und anschließend mit schwachem Luftstrom und Wattepellets getrocknet wurde. OptiBond FL Prime wurde mit einem Pinsel 15 s lang auf Schmelz- und Dentinflächen aufgetragen und 5 s luftgetrocknet. Daraufhin erfolgte das gleichmäßige Verteilen von OptiBond FL Adhäsiv auf Schmelz und Dentin mit einem Pinsel. Nach vorsichtigem Verblasen des Adhäsivs wurde mit der LED-Polymerisationslampe Elipar Freelight 2 TM (Artikel-Nr. 001896, 3 M ESPE, Seefeld/Germany) 20 s lichtgehärtet.

Das Einbringen einer 2 mm dicken Schicht Herculite XRV erfolgte horizontal am Boden der Kavität beginnend. Nach Polymerisation (20 s) mit der Elipar Freelight 2 TM (Artikel-Nr. 001896, 3 M ESPE, Seefeld/Germany) wurde eine max. 2 mm dicke Schicht in schräg/vertikaler Richtung eingebracht und erneut 20 s lichtgehärtet. Weiterhin wurde mit jeweils max. 2 mm dicken Schichten in schräg/vertikaler Richtung fortgefahren (jeweils 20 s Lichthärtung) bis der okklusale Kavitätenrand erreicht wurde. Bei der letzten Schicht erfolgte vor Polymerisation die Ausarbeitung des okklusalen Reliefs.

Versuchsgruppe 8: Ivoclar/Vivadent Tetric EvoCeram Bulk Fill

Tetric EvoCeram Bulk Fill ist ein lichthärtendes, röntgenopakes Nanohybrid-Komposit und kann in Schichtstärken bis zu 4 mm appliziert werden. Vor dem Einbringen des

Füllungsmaterials ist die Applikation eines Adhäsiv-Systems (in diesem Fall AdheSE) auf Schmelz und Dentin erforderlich. AdheSE ist ein lichthärtendes 2-Schritt Self-Etch-system.

Zur Konditionierung wurde die Kavität trocken gelegt. Mit einem Pinsel wurden alle Kavitätenflächen beginnend am Schmelz mit AdhesSE Primer benetzt und 15 s einmassiert. Die gesamte Einwirkzeit betrug mindestens 30 s. Nach Verblasen des Überschusses wurde AdheSe Bond appliziert, diesmal beginnend am Dentin und ebenfalls sanft verblasen. Anschließend erfolgte die Lichthärtung (10 s) mit der LED-Polymerisationslampe Elipar Freelight 2 TM (Artikel-Nr. 001896, 3 M ESPE, Seefeld/Germany). Die 1. Schicht Tetric EvoCeram Bulk Fill wurde in einer Stärke von 4 mm aufgetragen und an die Kavitätenwand adaptiert. Es folgte die Polymerisation über 10 s. Anschließend wurde mit einer 2. Schicht Tetric EvoCeram Bulk Fill in einer Stärke von mind. 2 mm. genauso verfahren. Vor Lichthärtung (10 s) erfolgte die Ausarbeitung des okklusalen Reliefs. Anschließend wurde – wie vom Hersteller empfohlen - zusätzlich 10 s von approximal polymerisiert.

Versuchsgruppe 9: Heraeus Charisma PPF

Charisma PPF ist ein selbsthärtendes 2-Komponenten Microglass-Komposit, bestehend aus Basis- und Katalysatorpaste. Da es sich um ein selbsthärtendes Komposit handelt, kann die gesamte Kavität in einem Schritt gefüllt werden. Vor dem Einbringen des Füllungsmaterials ist die Applikation eines Adhäsiv-Systems (in diesem Fall Gluma Desensitizer + Adhesive SC) auf Schmelz und Dentin erforderlich. Hierbei handelt es sich um ein 3-Schritt Etch & Rinse- System mit selbsthärtendem Bonding (bestehend aus Basis- und Katalysatorflüssigkeit). Zur Säurekonditionierung wurde Kerr Ätzel (37,5% -ige Phosphorsäure) verwendet.

Zur Konditionierung erfolgte das Auftragen des Ätzel beginnend von den Schmelzrändern auf die Zahnoberfläche der gesamten Kavität. Hierbei wurde Schmelz mind. 15 s, Dentin max. 15 s geätzt. Das Entfernen des Gels erfolgte mit Absaugkanüle und Wasserspray, wobei die Kavität mind. 15 s mit Wasser abgespült und anschließend mit schwachem Luftstrom und Wattepellets getrocknet wurde. Gluma Desensitizer wurde mit einem Pinsel aufgetragen. Die Einwirkzeit betrug 40 s. Anschließend wurde die Kavitätenoberfläche im Luftstrom vorsichtig getrocknet. Dann erfolgte das Vorlegen und Anmischen der Adhesive SC base- und cat-Flüssigkeit im Verhältnis 1:-1 (Mischzeit: 20 s). Die angemischte Flüssigkeit wurde mit einem Einmalpinsel gleichmäßig aufgebracht (Verarbeitungszeit nach Mischende: bis 1 min 20 s). Die Aushärtezeit nach Mischende beträgt laut Herstellerangaben bis zu 3 min 40 s. Um

eine vollständige Aushärtung zu garantieren wurde mit dem Einbringen des Füllmaterials 5 min gewartet. Daraufhin erfolgte das Vorlegen von Charisma PPF im Verhältnis 1:1 (Basis- und Katalysatorpaste), wobei darauf geachtet wurde, die Pasten mit unterschiedlichen Spatelseiten den Dosen zu entnehmen, um eine gegenseitige Kontamination auszuschließen. Die Pasten wurden durch wiederholtes, kräftiges Ineinanderpressen mit dem mitgelieferten Spatel sorgfältig durchmischt (45 s) und in die Kavität eingebracht. Laut Herstellerangaben beträgt die Aushärtezeit nach Mischende bis 5 min. Um die Temperatur konstant zu halten und eine vollständige Aushärtung zu garantieren, wurden die Proben zum Aushärten 30 min im Wärmeschrank bei 38°C gelagert.

Versuchsgruppe 10: Kerr Sonic Fill

SonicFill ist ein lichthärtendes Füllungsmaterial. Es wird in Kombination mit dem SonicFill-Handstück verwendet und bietet eine schallaktivierte Befüllung der Kavität. Es kann in Schichten bis zu 5 mm appliziert werden. Da bei der empfohlenen Technik das Füllungsmaterial nicht vollständig in die am weitesten zervikal gelegenen Ecken der Kavität ausgeflossen ist, wurde die unterste Schicht (ca. 1 mm Stärke) zunächst mit einem Kugelstopfer adaptiert, bevor mit der empfohlenen Vorgehensweise fortgefahren wurde. Als Dispensiergeschwindigkeit wurde Stufe 3 gewählt. Vor dem Einbringen des Füllungsmaterials ist die Applikation eines Adhäsiv-Systems (in diesem Fall OptiBond XTR) auf Schmelz und Dentin erforderlich. OptiBond XTR ist ein lichthärtendes 2-Schritt Self-Etch-System mit einem selbstätzenden Primer und einem universalen Adhäsiv.

Zur Konditionierung wurde die Kavität trocken gelegt. Das Auftragen des Primers (20 s einmassieren) erfolgte mit einem Einwegapplikatorpinsel auf die Kavitätenoberfläche. Nach dem Verblasen im Luftstrom (5 s) wurde das Adhäsiv unter leichten Streichbewegungen 15 s lang auf die Kavitätenoberfläche aufgetragen und anschließend ebenfalls 5 s mit dem Luftstrom verblasen. Es erfolgte die Lichthärtung (10 s) mit der LED-Polymerisationslampe Elipar Freelight 2 TM (Artikel-Nr. 001896, 3 M ESPE, Seefeld/Germany).

Zum Applizieren des Komposits wurde die Unidose-Spitze im tiefsten Bereich der Kavität platziert und das Handstück durch Drücken des Fußpedals aktiviert. Auf diese Weise wurde zunächst nur ca. 1 mm der Kavität gefüllt. Erst nach erfolgter Adaptation mittels Kugelstopfer wurde die Kavität weiter bis zu insgesamt 5 mm aufgefüllt. Anschließend erfolgte die Lichthärtung (20 s) mit der LED-Polymerisationslampe Elipar Freelight 2 TM (Artikel-Nr. 001896, 3 M ESPE, Seefeld/Germany). Nach dem Auftragen einer 2. Schicht Sonic Fill

(mind. 2 mm) wurden das okklusale Relief und die Randleisten ausgearbeitet. Bei der darauf folgenden Polymerisation wurde wie bei der ersten Schicht verfahren. Zusätzlich erfolgte – wie vom Hersteller empfohlen - eine Lichthärtung (20 s) von approximal nach Entfernen der Matrice.

3.2.3 Oberflächenbearbeitung

Die Aushärtezeiten der einzelnen Materialien entsprechen den Herstellerempfehlungen und können Tabelle 2 entnommen werden. Bei der Aushärtung wurde auf einen möglichst geringen Abstand zwischen Restaurationsmaterial und Polymerisationslampe geachtet. Nach der Polymerisation und dem Ausarbeiten der Füllungen wurden Überschüsse mit feinkörnigen Diamanten (Artikel-Nr. 862 UF, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo/Germany) entfernt. Anschließend erfolgte die Politur der Oberfläche mit So-FlexTM Scheiben (Artikelnummer: 1980, 3M ESPE, Seefeld/Germany) und diamantgefüllten Silikonpolierern (Artikelnummer: 66039163, Venus Supra, Heraeus Kulzer, Hanau/Germany). Nach Kontrolle der Füllungen im Lichtmikroskop wurden die Zähne einen Tag in Wasser bei Raumtemperatur gelagert und dann zur Herstellung von Replikamodellen zur weiteren Untersuchung abgeformt.

3.2.4 Replikamodelle

Nach dem Legen der Füllungen, nach Thermocycling und nach Kausimulation, wurden Replikamodelle zur weiteren Untersuchung hergestellt. Nach dem Legen der Füllungen und 24 Stunden Wasserlagerung wurden zum ersten Mal Replikamodelle angefertigt. Nach weiterer zweimonatiger Wasserlagerung und anschließendem Thermocycling erfolgte die Herstellung der nächsten Replikamodelle. Nach Kausimulation wurde schließlich die letzte Reihe an Replikamodellen angefertigt.

Zunächst wurden 10 Platten aus einem C-Silikon (Optosil Comfort Putty, Artikelnummer: 6538 0532, Heraeus Kulzer, Hanau/Germany) mit je 8 Vertiefungen hergestellt. Dann wurden die Zähne nacheinander abgeformt. Hierfür wurde der jeweils abzuformende Zahn mittels Luftstrom vorsichtig getrocknet. Anschließend wurde eine dünne Schicht A-Silikon (President light body, Artikelnummer: 4667, Coltène/Whaledent, Langenau/Germany) auf den approximalen Teil der Füllung aufgetragen und verblasen. Eine der 8 Vertiefungen in der Silikonplatte wurde mit President light body aufgefüllt. Der Zahn wurde mit der Seite, die mit einer dünnen Schicht President light body überzogen wurde, in die aufgefüllte Vertiefung gedrückt und nach Aushärtung des Materials wieder entfernt und erneut in Wasser bei

Raumtemperatur gelagert. Mit den restlichen Zähnen wurde auf die gleiche Art verfahren, wobei auf einer Platte immer eine Versuchsgruppe abgeformt wurde.

Daraufhin wurde Epoxidharz (Stycast, Artikelnummer: 1264 PTA CLR 9LB, Emerson & Cuming, Westerlo/Belgium) angemischt: 10 g Part A mit 2,8 g Part B. Hierzu wurden die abgewogenen Komponenten in einem Glasgefäß mit einem Anmischspatel verrührt, bis eine homogene, blasenfreie Masse entstand. Damit wurden anschließend die Abformungen ausgegossen. Nach 16 h Polymerisationszeit wurden die Epoxidharz-Modelle auf REM-Probeträgern aus Aluminium fixiert. Hierzu wurde Karbonkleber (Leit-C, Artikelnummer: G3300, Plano, Wetzlar/Germany) verwendet, um die Leitfähigkeit sicherzustellen. Frühestens 48 h später erfolgte das Besputtern der Proben mit einer dünnen Gold/Palladiumschicht (Sputter Coater SC 7640, Polaron Equipment Ltd-Quorum technologies, Newhaven/UK). Gelagert wurden die Replikamodelle auf den Probetellern vor Staub und Feuchtigkeit geschützt in einer verschlossenen Plastiksachtel.

3.2.5 Thermocycling

Nach zweimonatiger Wasserlagerung wurden die Zähne einer thermischen Wechselbelastung unterzogen (Willytec Themocycler V. 2.8, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham/Germany). Je Füllung wurden 5.000 Zyklen durchgeführt mit einer Haltezeit von jeweils 30 s in 5 °C kaltem und 55 °C warmem Wasser.

3.2.6 Kausimulation

Nach dem Thermocycling und erneuter Replikaherstellung wurden die Zähne im Kausimulator belastet (Kausimulator CS-4.8, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham/Germany). Vorbereitend wurden die Zähne in Kunststoff (Paladur; Artikelnummer: 6470 7948 + 6470 7937, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau/Germany) in spezielle Probenhalter eingebettet. Es wurden 500.000 Zyklen je Füllung durchgeführt. Hierbei wurden die Füllungen zentral mit Metallstempeln mit 70 N belastet. Anschließend wurden die Zähne vorsichtig mit einer diamantierten Scheibe (Artikelnummer: 924XC.104.400, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo/Germany) aus dem Kunststoff gefräst, um erneut Replikamodelle herstellen zu können.

Da es nach der mechanischen Belastung zu Füllungsverlusten kam, wurden alle Zähne sagittal durchgesägt, was zu weiteren Füllungsverlusten führte.

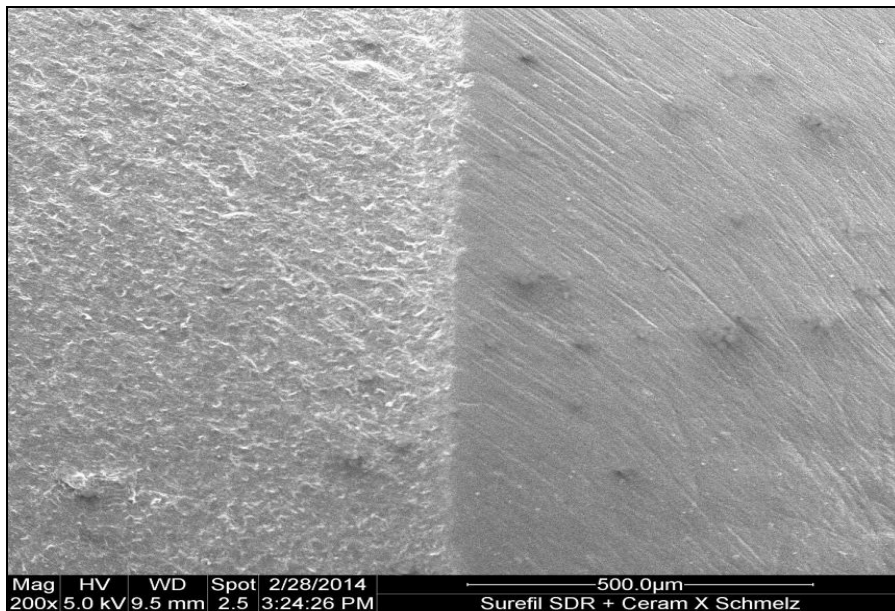
3.2.7 REM-Untersuchung

Der approximale Randschluss der Füllungen wurde anhand der angefertigten Replikamodelle mit einem Rasterelektronenmikroskop (Quanta HV, FEI Company, Eindhoven/Netherlands) nach dem Legen der Füllungen, nach Thermocycling und nach Kausimulation untersucht. Hierbei wurde bei 200-facher Vergrößerung der Rand abgefahren. Mit einem Lineal wurden am Bildschirm die Längen der einzelnen Abschnitte mit unterschiedlichen Randqualitäten ausgemessen, notiert und anschließend prozentual auf die Gesamtlänge des Randes umgerechnet. Hierbei wurde die Randqualität in Schmelz und Dentin getrennt bewertet.

Bei den Randqualitäten wurde wie folgt unterschieden:

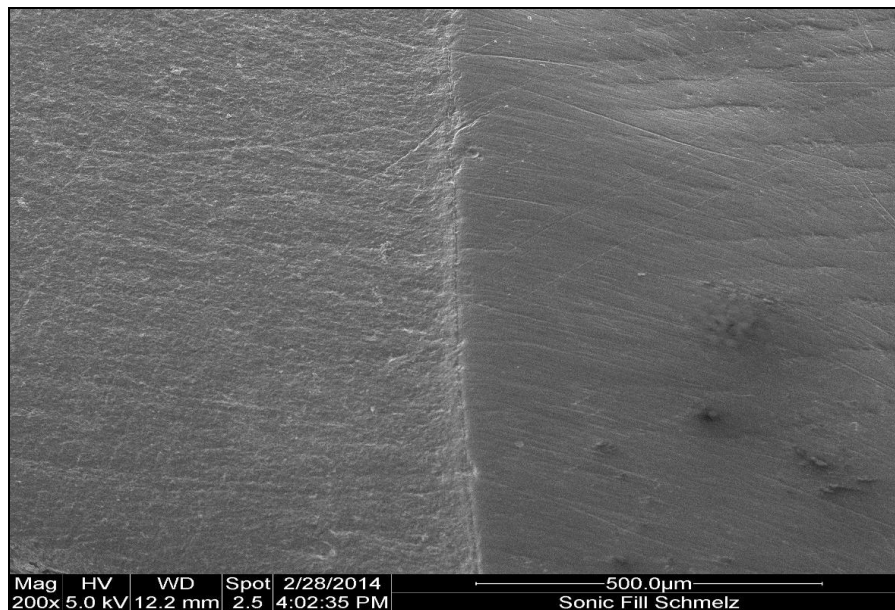
Perfekter Randschluss: kontinuierlicher Übergang zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz

Abb. 3: Kriterium Perfekter Rand im approximal schmelzbegrenzten Bereich



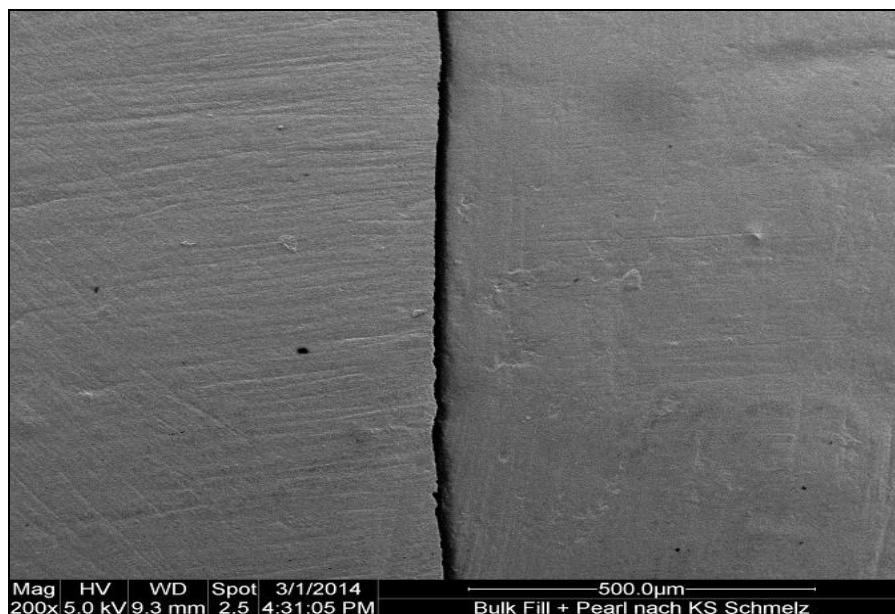
Marginale Imperfektionen: Spaltfreier, aber nicht kontinuierlicher Übergang zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz

Abb. 4: Kriterium Marginale Imperfektionen im approximal schmelzbegrenzten Bereich



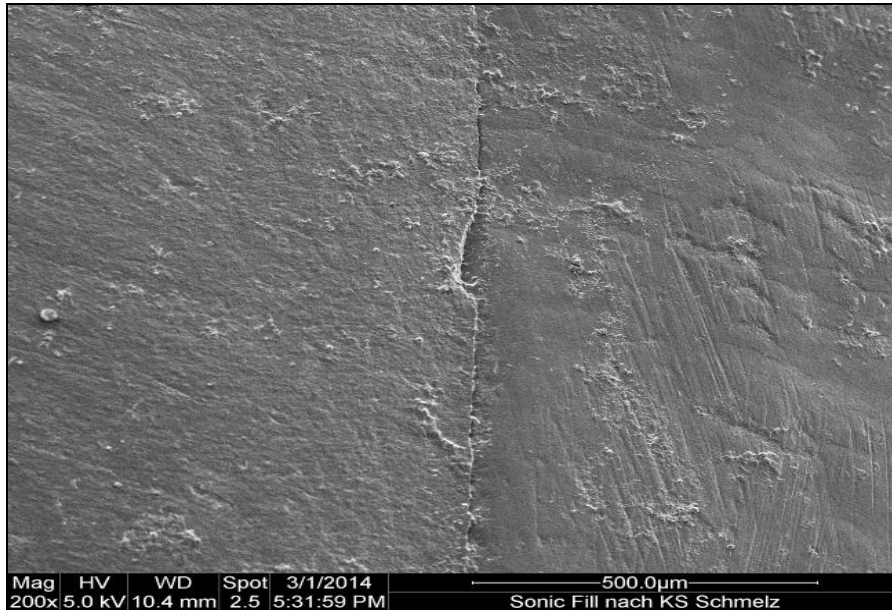
Randspalt: Kontinuitätsunterbrechung zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz

Abb. 5: Kriterium Randspalt im approximal schmelzbegrenzten Bereich



Blase/Aussprengung: Im Füllungsmaterial hat sich am Übergang Füllung zu Zahnhartsubstanz eine Blase gebildet, bzw. ist eine Aussprengung entstanden

Abb. 6: Kriterium Blase/Aussprengung im approximal schmelzbegrenzten Bereich



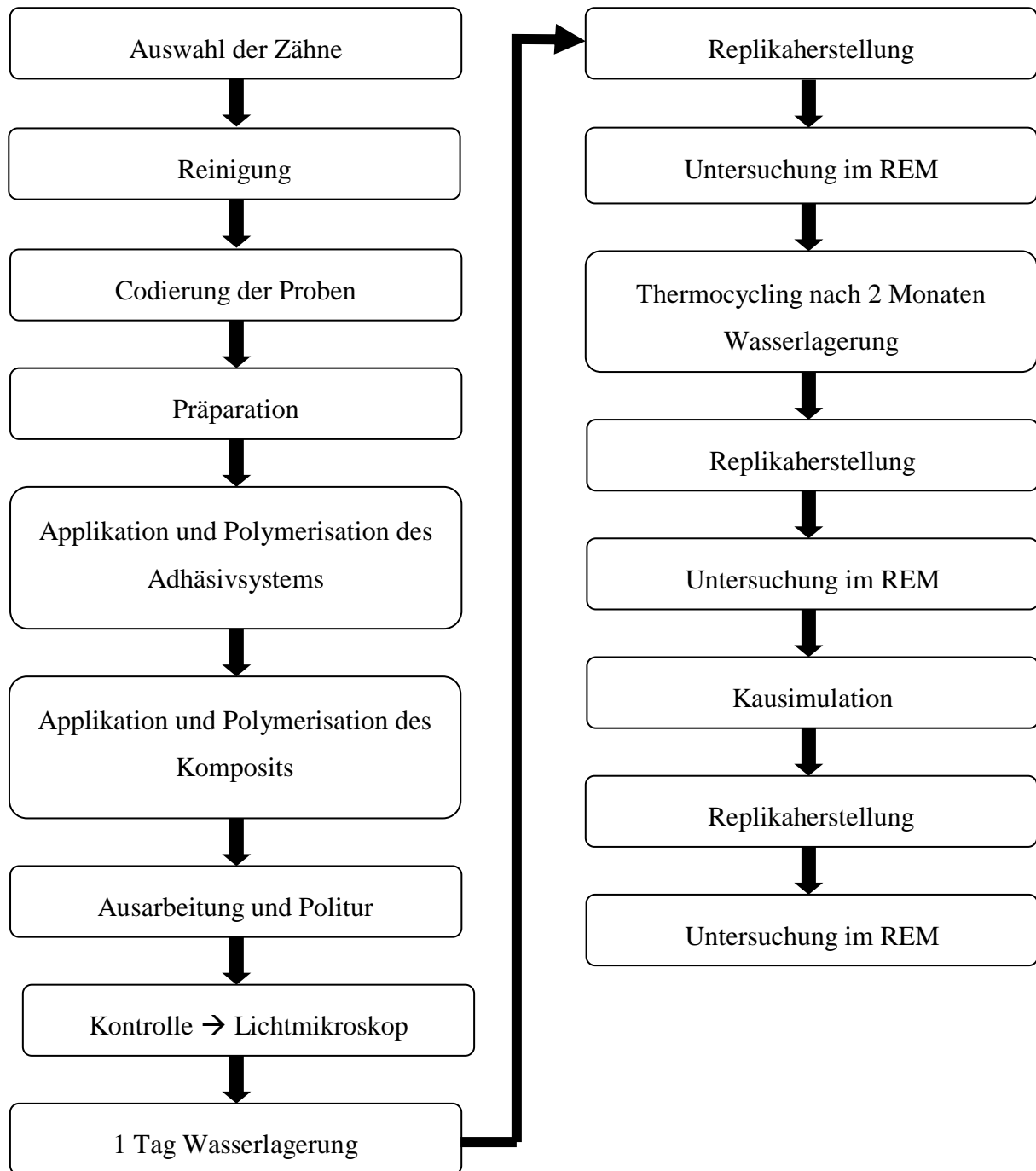
Quellung/Überhänge: Füllungsmaterial ist aufgequollen und/oder bedeckt die Zahnhartsubstanz über den Kavitätenrand hinaus

Abb. 7: Kriterium Quellung/Überhänge im approximal schmelzbegrenzten Bereich



In Abb. 8 ist der Ablauf der Versuche zur besseren Übersicht noch einmal zusammengefasst dargestellt.

Abb. 8: Flussdiagramm des Versuchsaufbaus



3.3 Statistische Analyse

Bei der statistischen Analyse wurde jeweils das Kriterium „Randspalt“ betrachtet. Zunächst wurden die marginalen Qualitäten der einzelnen Gruppen untereinander verglichen. Um den Einfluss der Belastung/Alterung nachvollziehen zu können, wurde innerhalb jeder Gruppe sowohl nach Legen der Füllungen, als auch nach Thermocycling und nach Belastung im Kausimulator ein Vergleich durchgeführt.

Der Einfluss des jeweiligen Adhäsivsystems wurde ebenfalls getestet, indem bei der Analyse die Gruppen, in denen das gleiche Adhäsivsystem verwendet wurde, zusammengefasst betrachtet wurden. Da es nach Belastung im Kausimulator zu Füllungsverlusten kam, wurden bei den Analysen in jedem Vergleich pro Gruppe je einmal die Füllungsverluste als 100% Randspalt und einmal nicht gewertet. Bei allen statistischen Analysen wurden Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet und Zweistichproben-t-Tests unter der Annahme unterschiedlicher Varianzen durchgeführt. Hierbei betrug die hypothetische Differenz der Mittelwerte 0 und Alpha 0,05.

Alle statistischen Analysen wurden mit dem Programm Microsoft Excel 2010 für Windows vorgenommen.

4 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Analyse (REM-Analyse) dargestellt, wobei die Bewertung der bei der Prüfung herausgefallenen Füllungen getrennt dargestellt wird. Marginale Imperfektionen, Überhänge und Blasen sind üblicherweise auf eine nicht optimale Verarbeitung zurückzuführen und kommen auch klinisch vor. Sie führen in der Regel nicht dazu, dass Füllungen insuffizient sind. Daher wurden zur Darstellung der Ergebnisse die Randqualitäten Randspalt und klinisch akzeptable Ränder, d.h. perfekte Ränder, marginale Imperfektionen, Blasen und Überhänge zusammen betrachtet, gegenüber gestellt.

4.1 Füllungsverluste

Nach mechanischer Belastung kam es in einigen Gruppen zu kompletten Füllungsverlusten. Hierbei handelt es sich um die Gruppen 1 bis 4 und Gruppe 8. Nach Durchsägen der Zähne kam es zu weiteren Füllungsverlusten in folgenden Gruppen: Gruppe 1, Gruppe 2, Gruppe 8 und Gruppe 10. Die einzelnen Verluste können Tabelle 5 entnommen werden.

Tabelle 5 Füllungsverluste nach mechanischer Belastung und Sägen

Versuchsgruppe	Füllungsverlust nach mechan. Belastung	Füllungsverlust nach Sägen
1 Bulk Fill	2	2
2 Bulk Fill + Pearl	2	2
3 x-tra fil	1	0
4 x-tra base + Grandio SO	1	0
5 SureFil SDR	0	0
6 SureFil SDR + Ceram X	0	0
7 Herculite XRV	0	0
8 Tetric EvoCeram Bulk Fill	1	2
9 Charisma PPF	0	0
10 Sonic Fill	0	1

4.2 Rasterelektronenmikroskopische Analyse der schmelzbegrenzten Restaurationsränder

Im approximal schmelzbegrenzten Bereich werden nach Legen der Füllungen - wie in Abb. 9 dargestellt - in allen Gruppen über 90% klinisch akzeptable Ränder erreicht. In den Gruppen 2, 5, 6, 7, 9 und 10 (Bulk Fill + Pearl, SureFil SDR, SureFil SDR + Ceram x, Herculite XRV, Charisma PPF und Sonic Fill) können nach Legen der Füllungen im approximal schmelzbegrenzten Bereich keine Randspalten gefunden werden. Am schlechtesten schneidet Gruppe 4 (xtra base + GrandioSO) mit einem Anteil von 7,5% Randspalten ab, was jedoch immer noch einen sehr niedrigen Wert darstellt.

Abb. 9: Randschlussverhalten im approximal schmelzbegrenzten Bereich nach Legen der Füllungen – Kriterium Randspalt vs. klinisch akzeptable Ränder

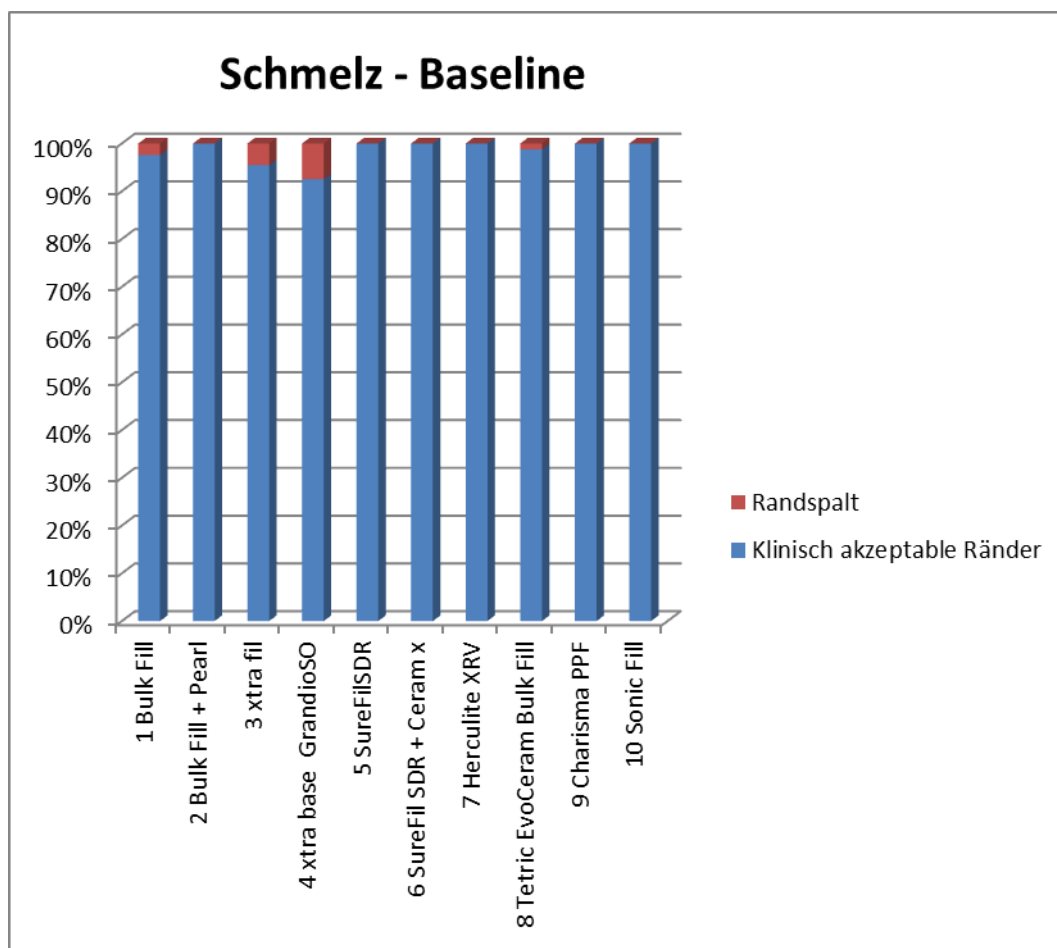
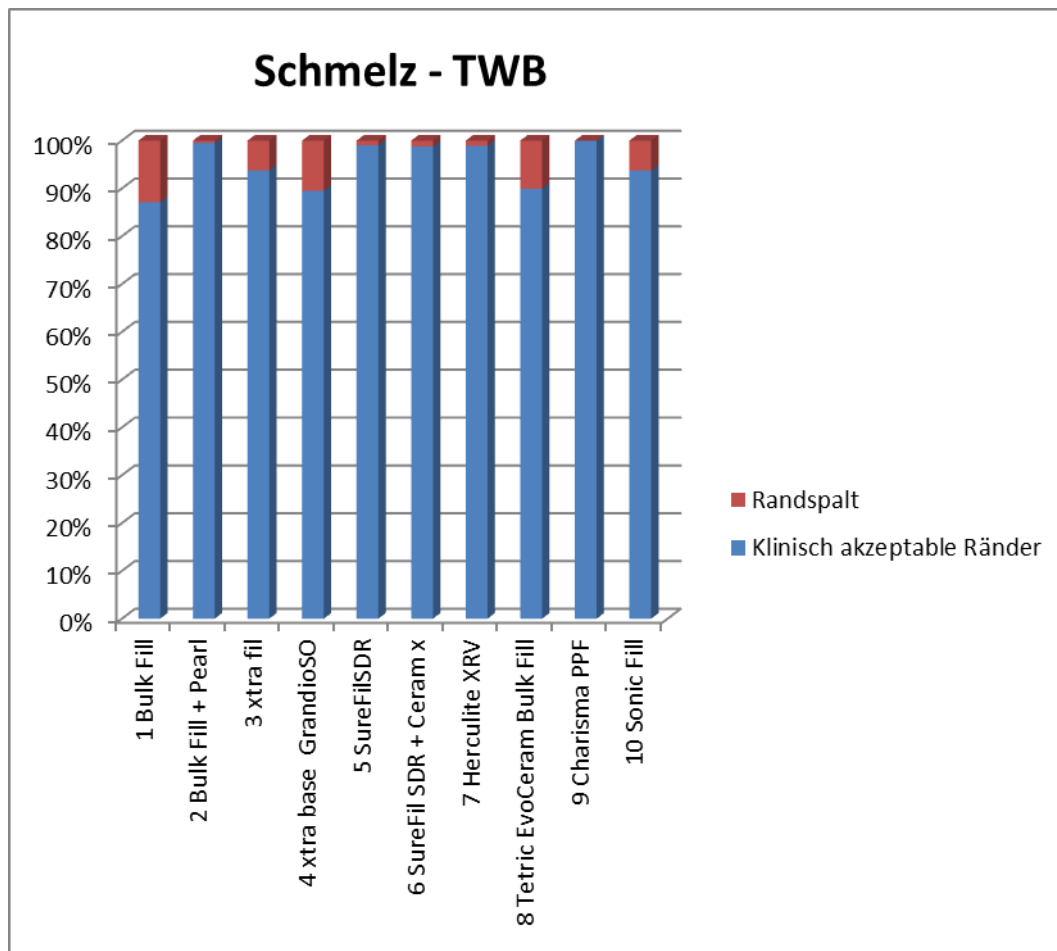


Abb. 10 zeigt das Randschlussverhalten im approximal schmelzbegrenzten Bereich nach Thermocycling. In fast allen Gruppen sinken hierbei die Anteile an klinisch akzeptablen Rändern. Die Gruppen 1, 4 und 8 zeigen hierbei Werte unter 90%. Dagegen steigen die Werte für die Bereiche mit Randspalten leicht an. In den Gruppen 2, 5, 6, und 7 beträgt der Anteil an Randspalten unter oder nur knapp über 1%, was kaum eine Verschlechterung darstellt. Gruppe 9 (Charisma PPF) zeigt auch nach Thermocycling keine Randspalten. Der größte Anteil an Randspalten kann mit 12,9% in Gruppe 1 (Bulk Fill) gefunden werden.

Abb. 10: Randschlussverhalten im approximal schmelzbegrenzten Bereich nach Thermocycling – Kriterium Randspalt vs. klinisch akzeptable Ränder



In Abb. 11 wird das Randschlussverhalten im approximal schmelzbegrenzten Bereich nach Kausimulation dargestellt. Die Füllungsverluste wurden hierbei als 100% Randspalt gewertet. Nach der Belastung im Kausimulator sinken die Anteile an klinisch akzeptablen Rändern in allen Gruppen, wobei die Gruppen 1, 2 und 8 am schlechtesten abschneiden. Der größte Anteil an Randspalten findet sich in Gruppe 1 mit einem Wert von 39,8%. In den Gruppen 5, 6, 7 und 9 bleibt der Randspaltanteil bei unter 5%.

Abb. 11: Randschlussverhalten im approximal schmelzbegrenzten Bereich nach Kausimulation – Kriterium Randspalt vs. klinisch akzeptable Ränder, Füllungsverluste als 100% Randspalt gewertet

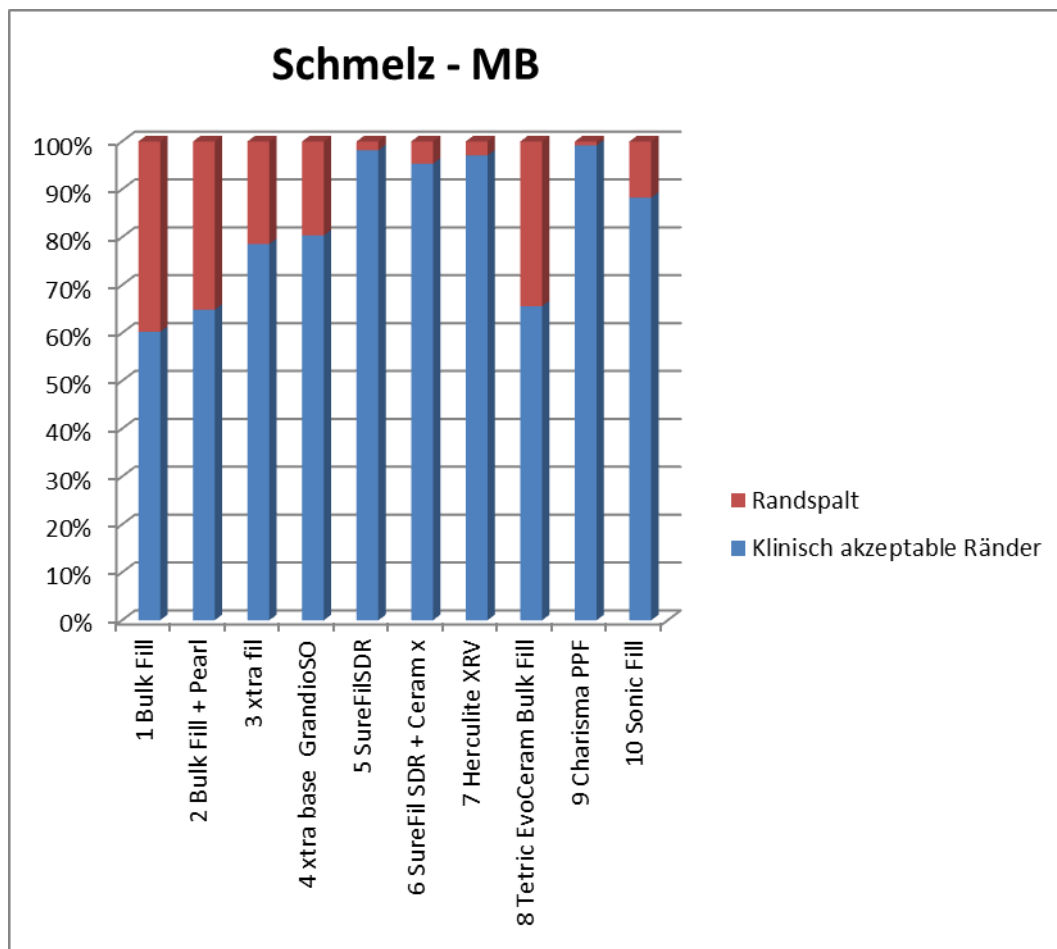
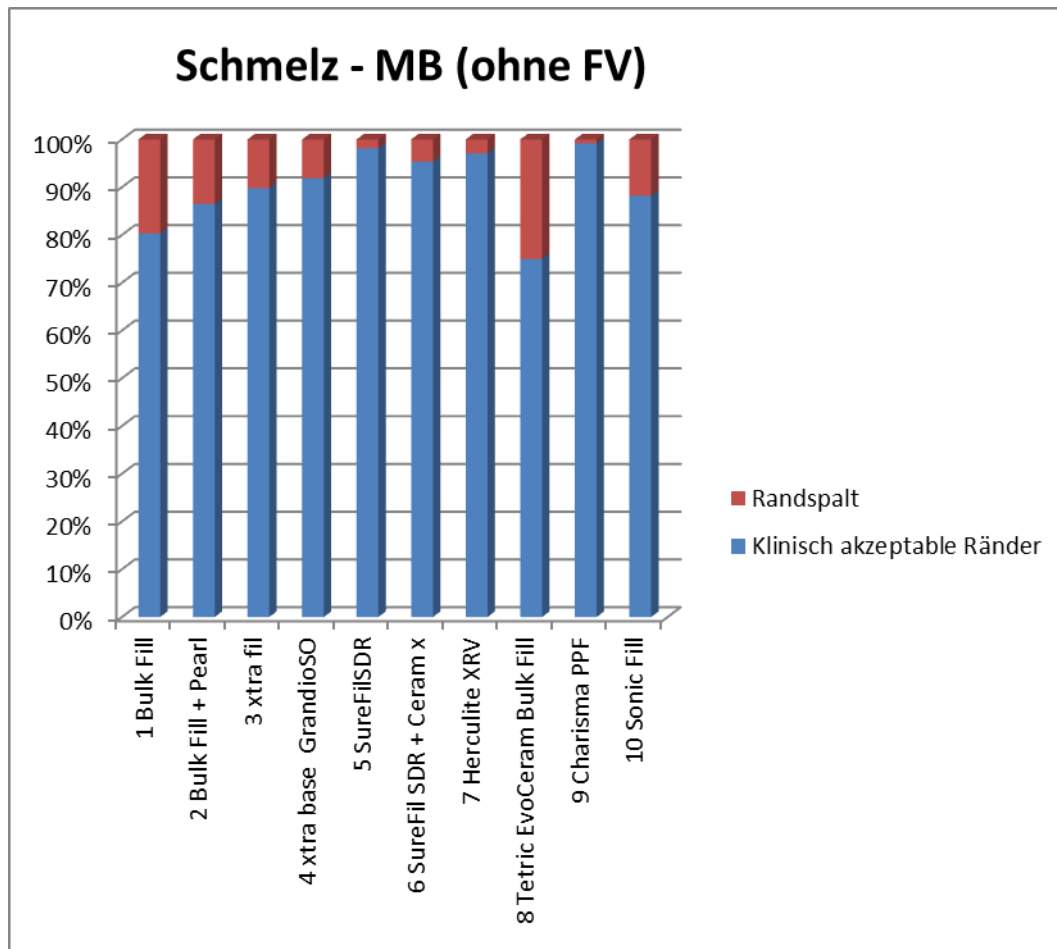


Abb. 12 zeigt ebenfalls das Randschlussverhalten im approximal schmelzbegrenzten Bereich nach Kausimulation, allerdings wurden hierbei die Füllungsverluste nicht gewertet. Nur in Gruppe 8 liegen die Anteile an klinisch akzeptablen Rändern unter 80%. In den anderen Gruppen werden Werte von 80,3% (Gruppe 1) bis 99,2% (Gruppe 9) erreicht.

Abb. 12: Randschlussverhalten im approximal schmelzbegrenzten Bereich nach Kausimulation – Kriterium Randspalt vs. klinisch akzeptable Ränder, Füllungsverluste nicht gewertet



Zur Veranschaulichung sind im Folgenden beispielhaft einige rasterelektronenmikroskopische Bilder angefügt (immer rechts im Bildausschnitt: Schmelz, links: Füllmaterial):

Abb. 13: Perfekter Randschluss im approximal schmelzbegrenzten Bereich: Charisma PPF bei 200-facher Vergrößerung nach Legen der Füllungen

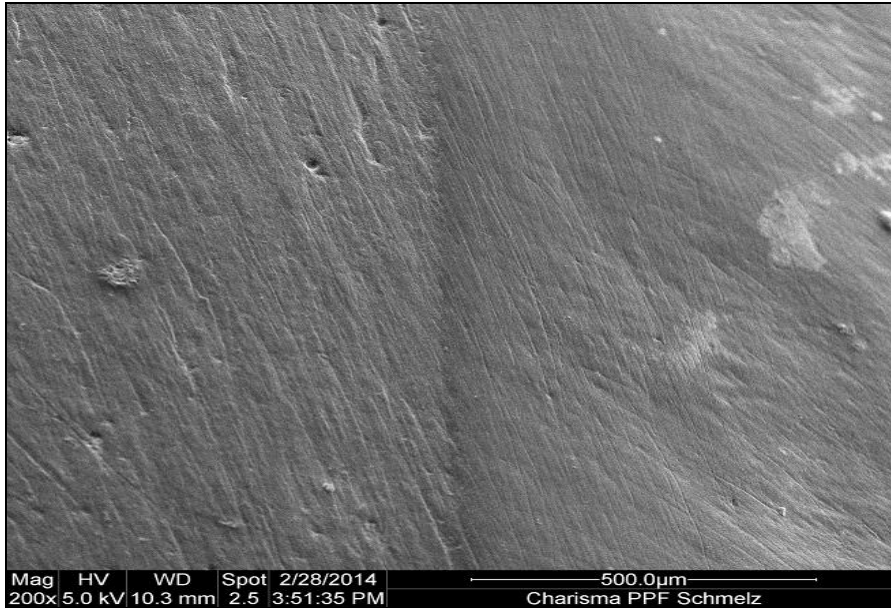


Abb. 14: Marginale Imperfektionen und Aussprengungen im approximal schmelzbegrenzten Bereich: Bulk Fill bei 200-facher Vergrößerung nach Legen der Füllungen

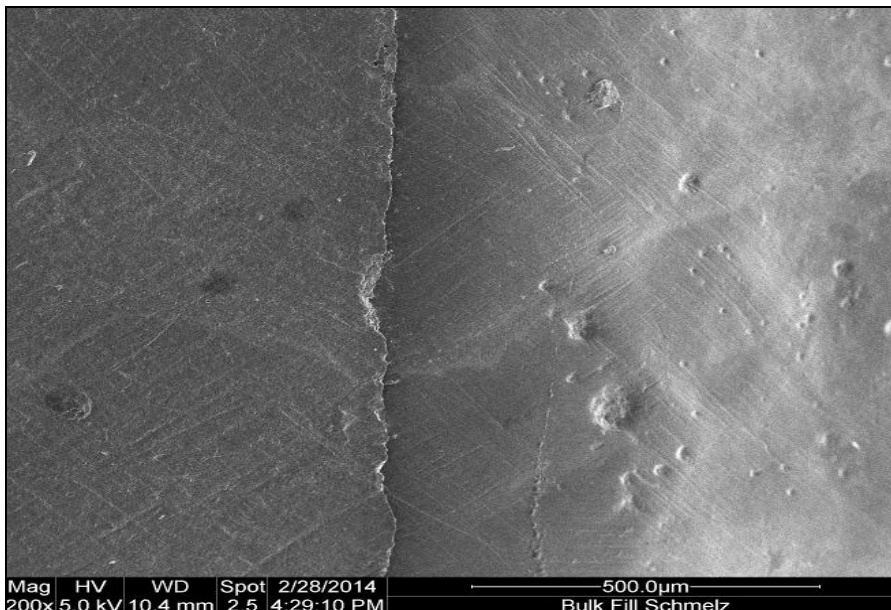


Abb. 15: Randspalt im approximal schmelzbegrenzten Bereich: Bulk Fill bei 200-facher Vergrößerung nach Thermocycling

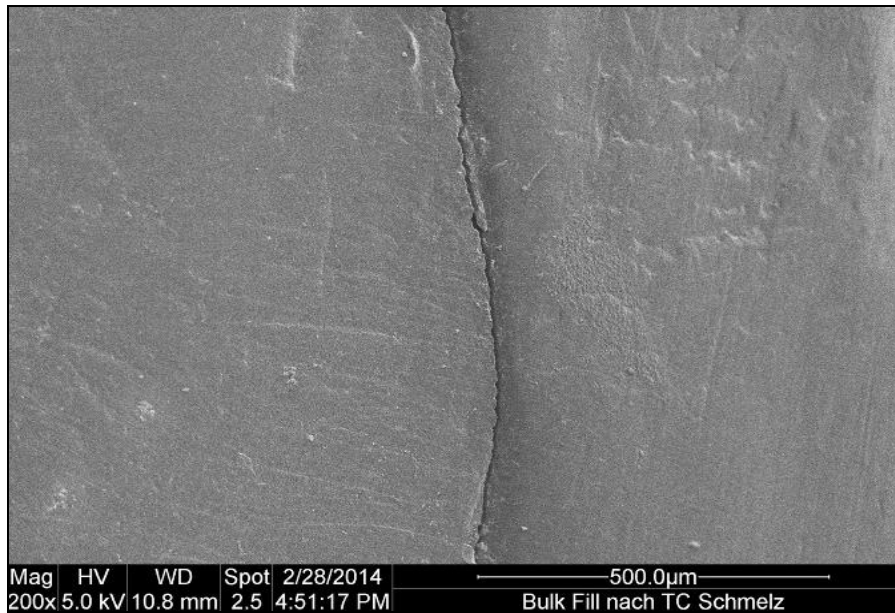


Abb. 16: Perfekter Rand im approximal schmelzbegrenzten Bereich: SureFil SDR + Ceram X bei 200-facher Vergrößerung nach Thermocycling

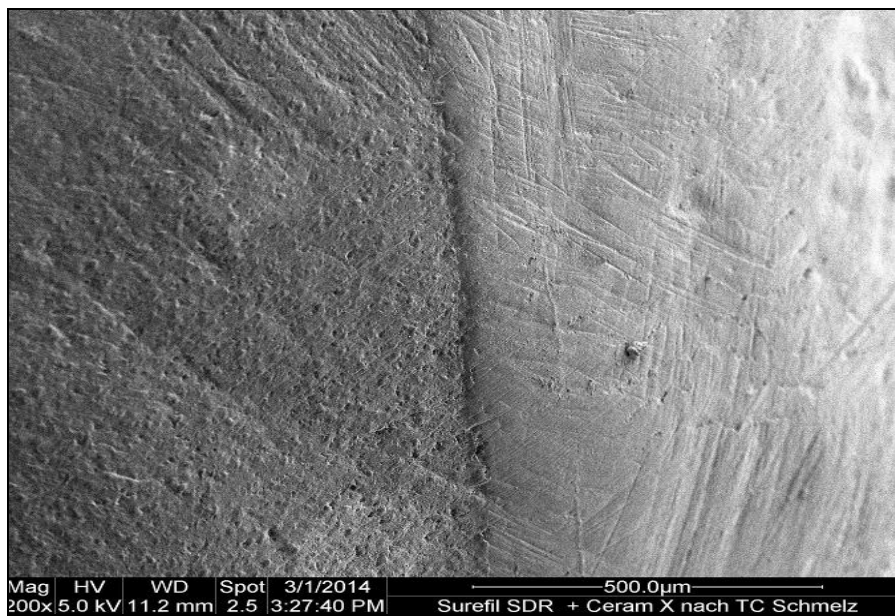


Abb. 17: Randspalt im approximal schmelzbegrenzten Bereich: Tetric EvoCeram Bulk Fill bei 200-facher Vergrößerung nach Belastung im Kausimulator

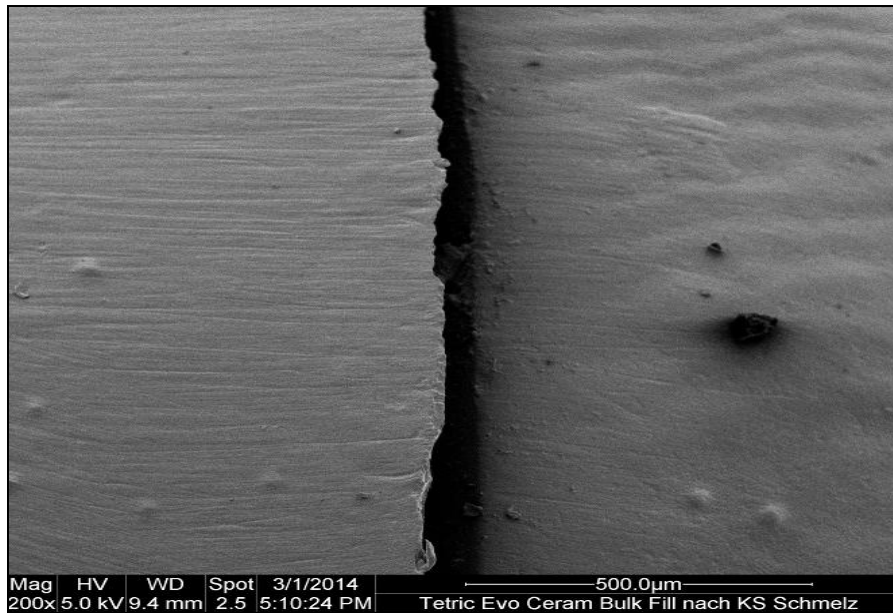
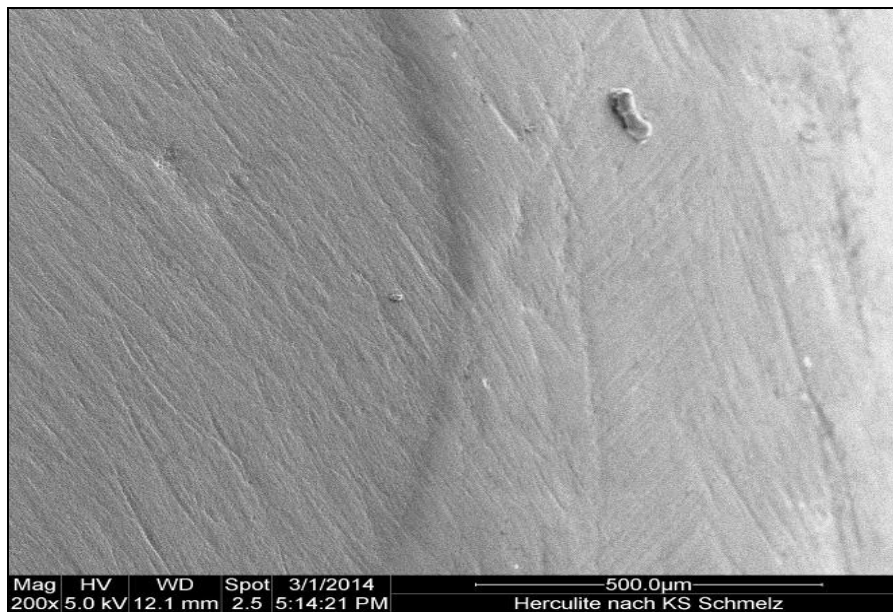


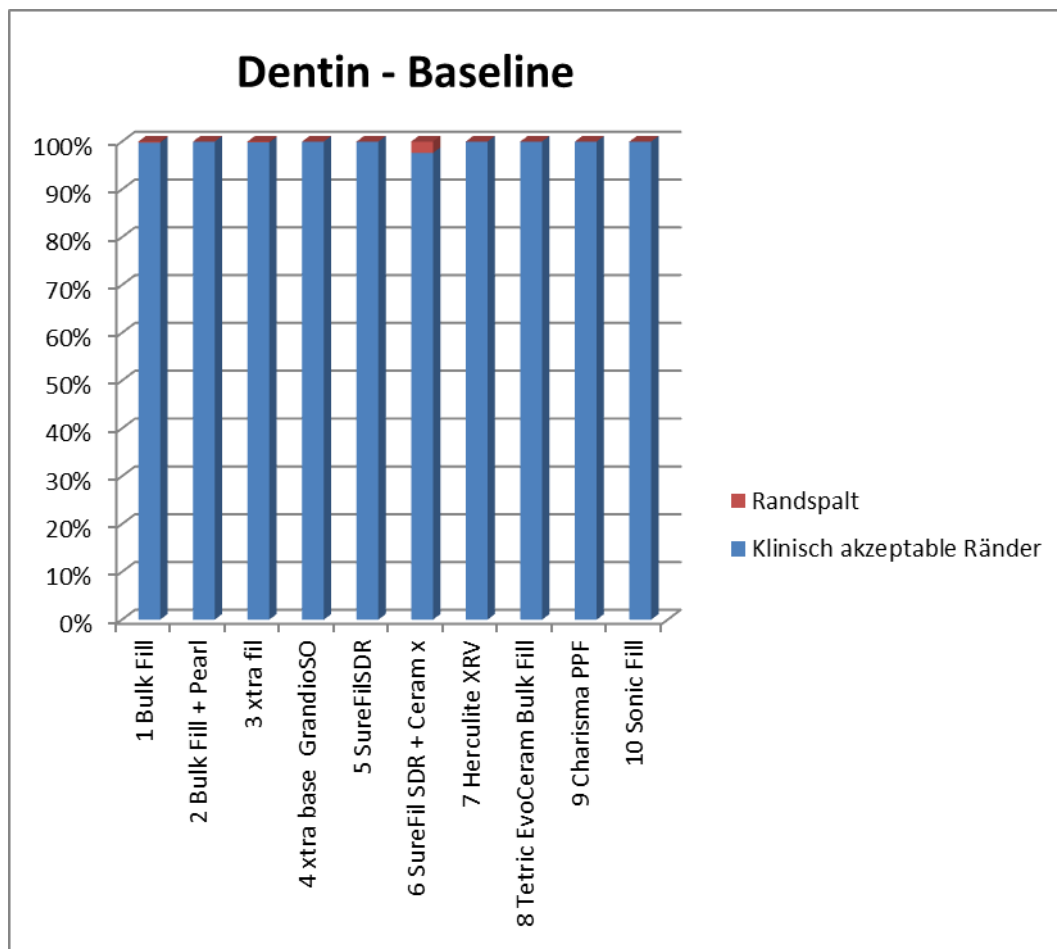
Abb. 18: Perfekter Rand im approximal schmelzbegrenzten Bereich: Herculite XRV bei 200-facher Vergrößerung nach Belastung im Kausimulator



4.3 Rasterelektronenmikroskopische Analyse der dentinbegrenzten Restaurationsränder

Nach dem Legen der Füllungen zeigen sich im approximal dentinbegrenzten Bereich in allen Gruppen sehr hohe Anteile an klinisch akzeptablen Rändern (Abb. 19). In den Gruppen 2, 4, 5, 7, 8, 9 und 10 finden sich nach dem Legen der Füllungen keinerlei Randspalten. Der Anteil an Randspalten in den anderen Gruppen liegt unter 2,5%.

Abb. 19: Randschlussverhalten im approximal dentinbegrenzten Bereich nach Legen der Füllungen – Kriterium Randspalt vs. klinisch akzeptable Ränder



Nach dem Thermocycling sind in allen Gruppen Randspalten zu finden, wie Abb. 20 zu entnehmen ist. Am besten schneidet hierbei Gruppe 10 (Sonic Fill) mit 0,1% Randspaltanteil ab. Allerdings sind die Anteile an Randspalten in allen Gruppen gering. Nur in den Gruppen 1, 2 und 6 wurden Werte über 10% beobachtet.

Abb. 20: Randschlussverhalten im approximal dentinbegrenzten Bereich nach Thermocycling - Kriterium Randspalt vs. klinisch akzeptable Ränder

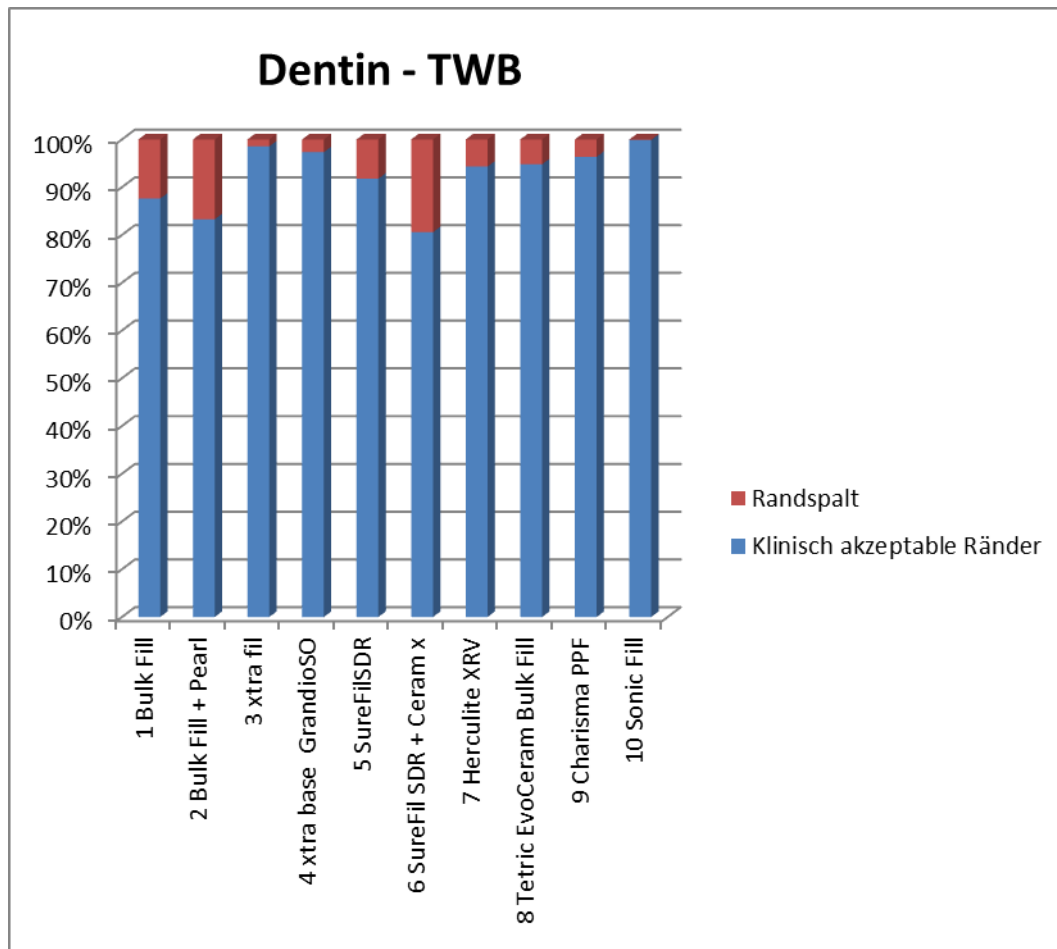
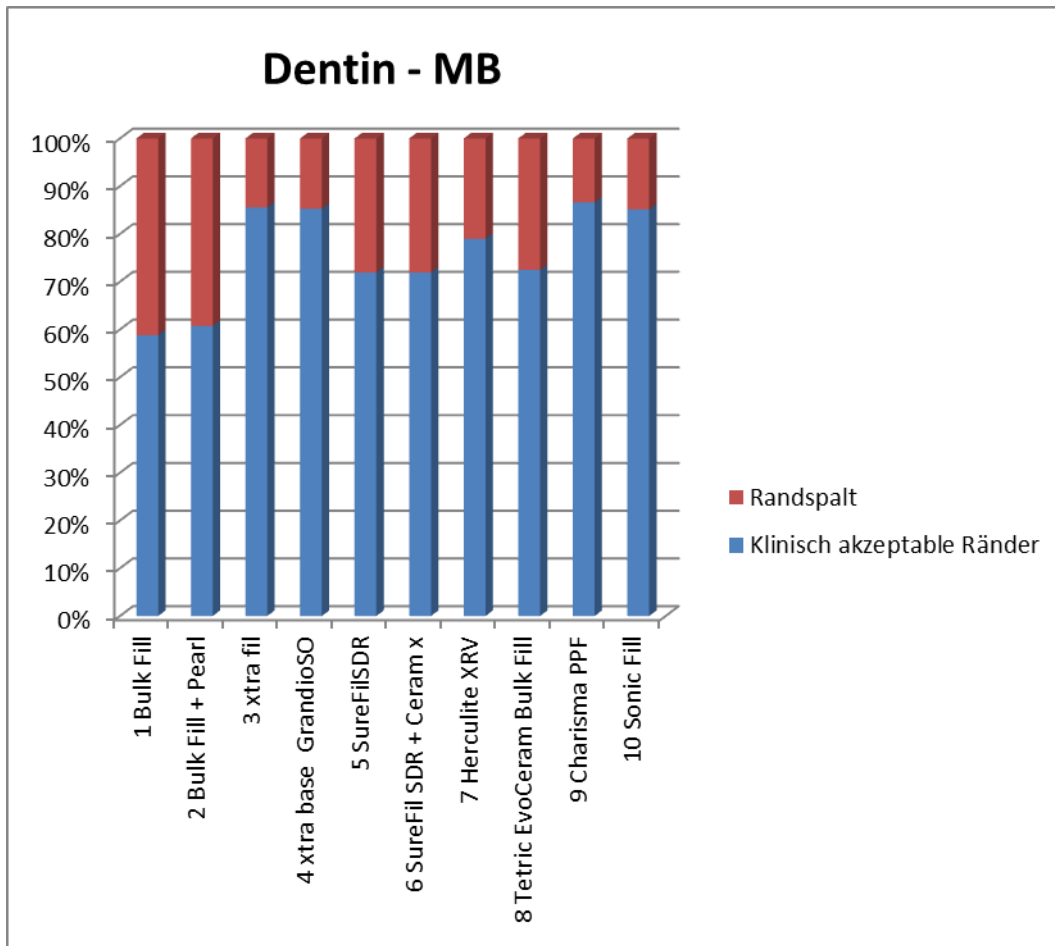


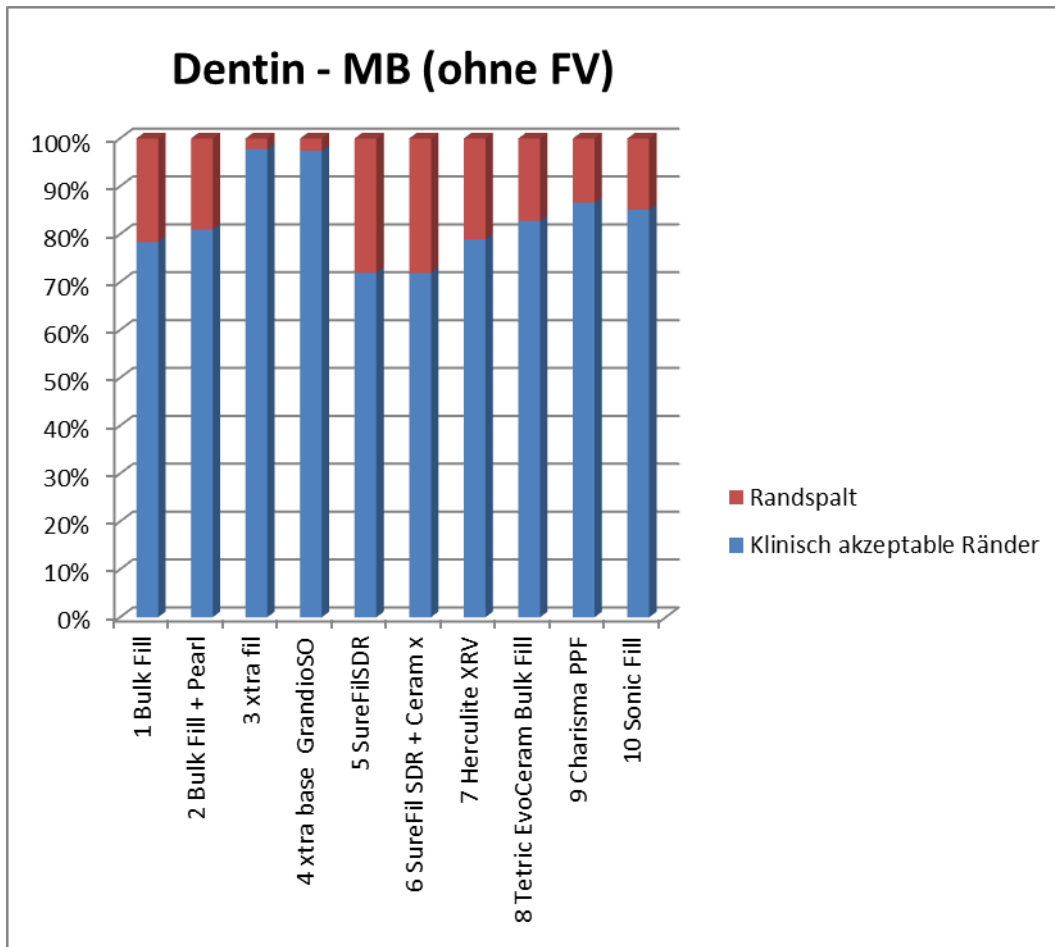
Abb. 21 zeigt das Randschlussverhalten im approximal dentinbegrenzten Bereich nach Belastung im Kausimulator. Die aufgetretenen Füllungsverluste wurden jeweils als 100% Randspalt gewertet. Die meisten Randspalten sind in Gruppe 1 zu finden (Bulk Fill: 41,2%), ähnlich fällt das Ergebnis in Gruppe 2 aus (Bulk Fill + Pearl: 39,3%). Die anderen Gruppen zeigen weniger als 30% Randspalten, in den Gruppen 3, 4, 9 und 10 liegen die Werte unter 20%.

Abb. 21: Randschlussverhalten im approximal dentinbegrenzten Bereich nach Kausimulation – Kriterium Randspalt vs. klinisch akzeptable Ränder, Füllungsverluste als 100% Randspalt gewertet



Betrachtet man das Randschlussverhalten im approximal dentinbegrenzten Bereich nach Kausimulator, wenn die Füllungsverluste aus der Wertung genommen werden (Abb. 22), so steigt der Anteil an klinisch akzeptablen Rändern in den Gruppen 1 und 2 um 20% und in den Gruppen 3, 4 und 8 um 10%. Da es in den restlichen Gruppen nach Kausimulation zu keinen Füllungsverlusten kam, bleiben hier die Werte konstant.

Abb. 22: Randschlussverhalten im approximal dentinbegrenzten Bereich nach Kausimulation – Kriterium Randspalt vs. klinisch akzeptable Ränder, Füllungsverluste nicht gewertet



Zur Veranschaulichung sind im Folgenden einige REM-Bilder beispielhaft angefügt (immer rechts im Bildausschnitt: Dentin, links: Füllmaterial):

Abb. 23: Perfekter Rand im approximal dentinbegrenzten Bereich: Bulk Fill + Pearl bei 200-facher Vergrößerung nach Legen der Füllungen

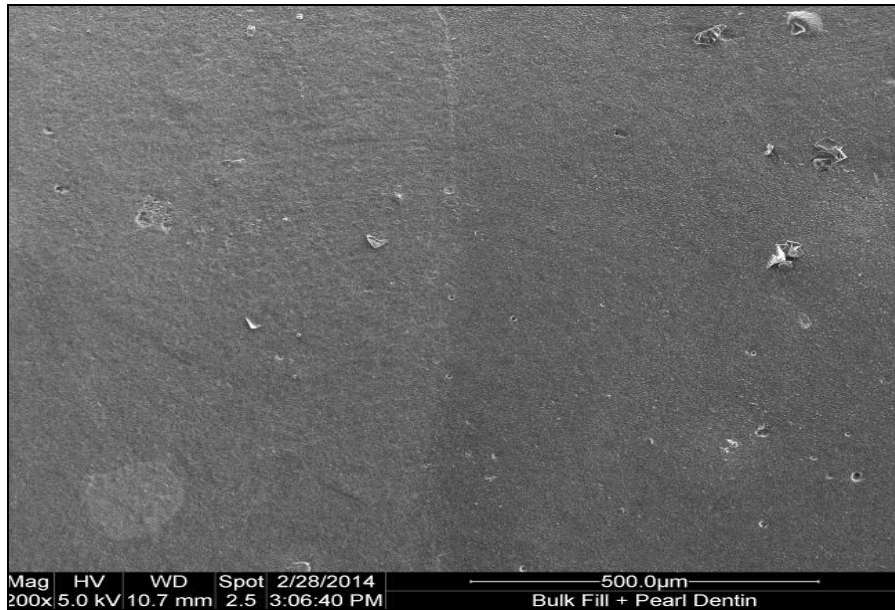


Abb. 24: Perfekter Rand im approximal dentinbegrenzten Bereich: Herculite XRV bei 200-facher Vergrößerung nach Legen der Füllungen

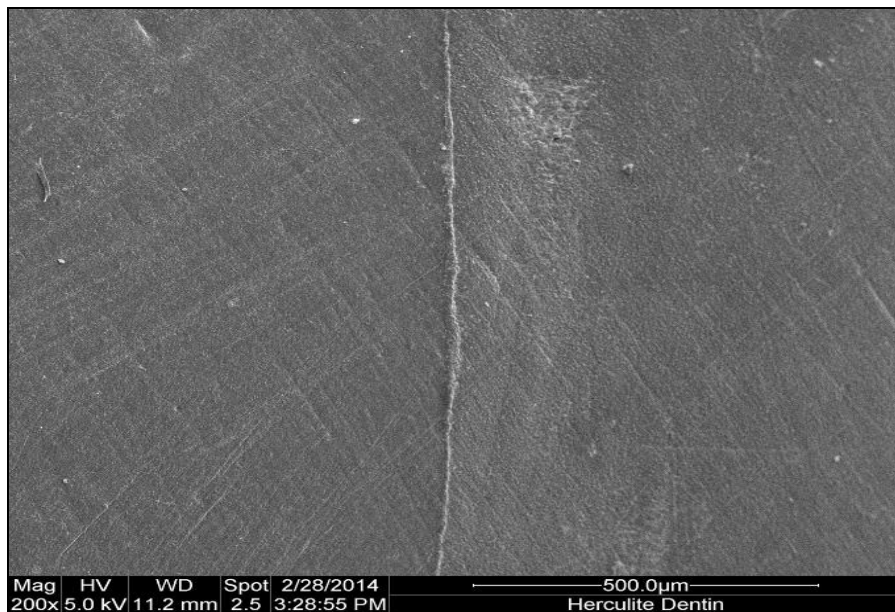


Abb. 25: Randspalt im approximal dentinbegrenzten Bereich: Bulk Fill bei 200-facher Vergrößerung nach Thermocycling

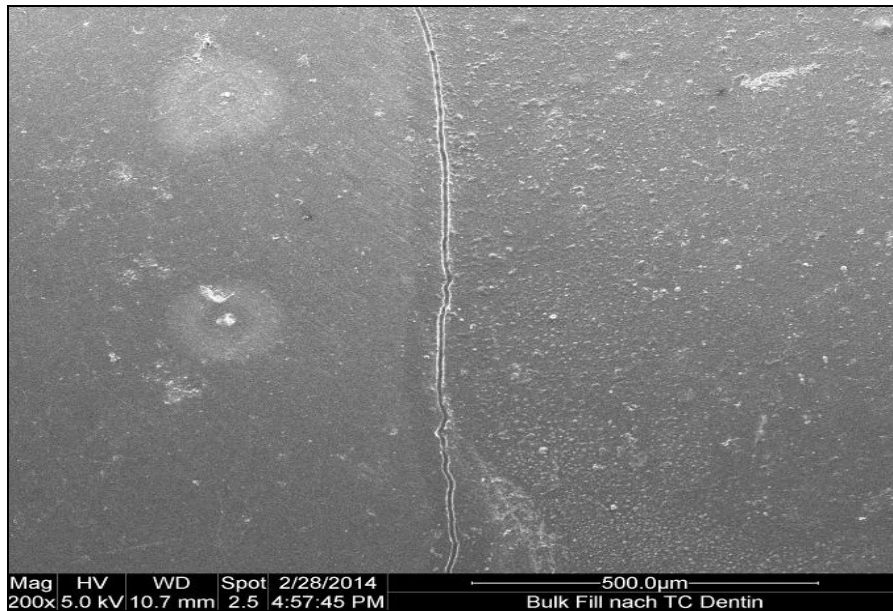


Abb. 26: Perfekter Rand im approximal dentinbegrenzten Bereich: Sonic Fill bei 200-facher Vergrößerung nach Thermocycling

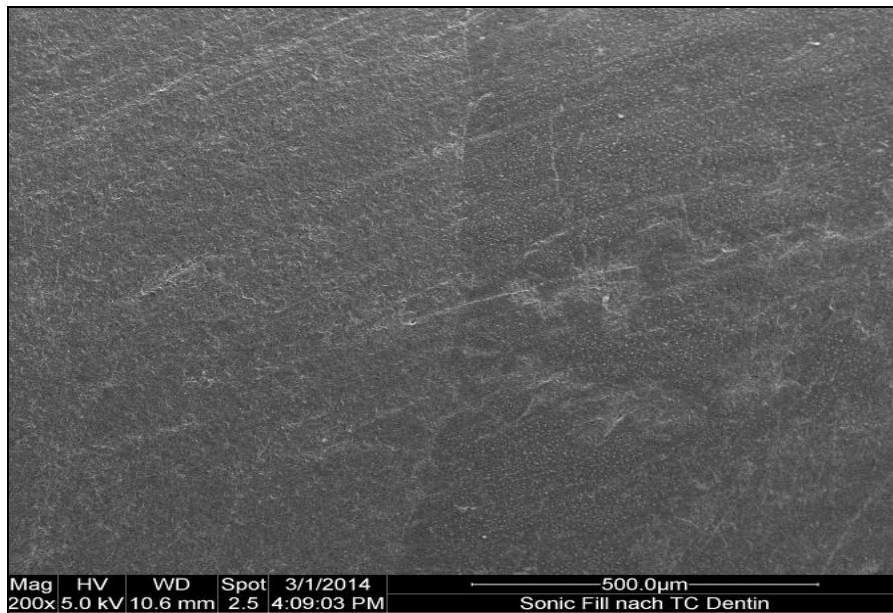
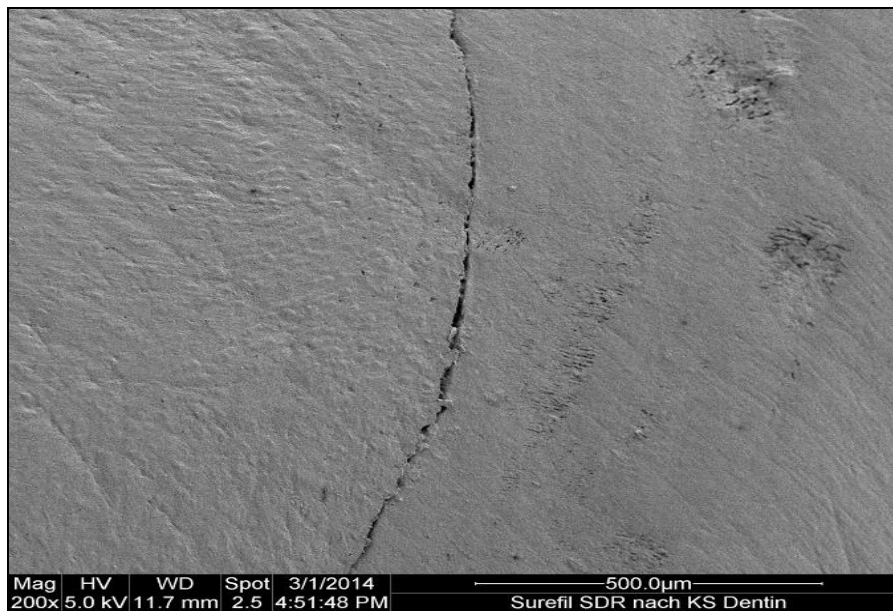


Abb. 27: Marginale Imperfektionen und perfekter Rand im approximal dentinbegrenzten Bereich: x-tra base + GrandioSO bei 200-facher Vergrößerung nach Belastung im Kausimulator



Abb. 28: Randspalt im approximal dentinbegrenzten Bereich: SureFil SDR bei 200-facher Vergrößerung nach Belastung im Kausimulator



4.4 Statistische Auswertung der schmelzbegrenzten Restaurationsränder

Tabelle 6 kann entnommen werden, dass beim statistischen Vergleich der Randspaltanteile im Schmelz nach dem Legen der Füllungen keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden konnten.

Tabelle 6 Statistischer Vergleich der Randspaltenanteile im Schmelz direkt nach dem Legen der Füllungen (Zweistichproben-t-Tests unter der Annahme unterschiedlicher Varianzen; n.s. = statistisch nicht signifikant)

Gruppe	1	2	3	4	5	6	7	8	9
10	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
9	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	
8	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.		
7	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.			
6	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.				
5	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.					
4	n. s.	n. s.	n. s.						
3	n. s.	n. s.							
2	n. s.								

Wie in Tabelle 7 dargestellt, zeigte Gruppe 10 (Sonic Fill) nach Thermocycling signifikant höhere Randspaltanteile im Vergleich zu den Gruppen 2 (Bulk Fill + Pearl), 5 (SureFil SDR), 6 (SureFil SDR + Ceram x), 7 (Herculite) und 9 (Charisma PPF). Ebenfalls signifikant schlechter bezogen auf das Kriterium „Randspalt“ schnitt Gruppe 1 (Bulk Fill) im Vergleich zu den Gruppen 2 (Bulk Fill + Pearl) und 9 (Charisma PPF) ab.

Tabelle 7 Statistischer Vergleich der Randspaltenanteile im Schmelz nach Thermocycling (Zweistichproben-t-Tests unter der Annahme unterschiedlicher Varianzen; n.s. = statistisch nicht signifikant, s. = statistisch signifikant)

Gruppe	1	2	3	4	5	6	7	8	9
10	n. s.	s.	n. s.	n. s.	s.	s.	s.	n. s.	s.
9	s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	
8	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.		
7	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.			
6	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.				
5	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.					
4	n. s.	n. s.	n. s.						
3	n. s.	n. s.							
2	s.								

Nach Kausimulation (Füllungsverluste als 100% Randspalt gewertet) zeigten die Gruppen 5 (SureFil SDR), 7 (Herculite) und 9 (Charisma PPF) erneut signifikant weniger Randspaltanteile als Gruppe 10 (Sonic Fill). Im Vergleich zu Gruppe 1 (Bulk Fill) konnten in den Gruppen 5-7 und 9 (SureFil SDR, SureFil SDR + Ceram x, Herculite, Charisma PPF) signifikant weniger Randspalten festgestellt werden. Gruppe 9 (Charisma PPF) zeigte ebenfalls signifikant weniger Randspalten als Gruppe 8 (Tetric EvoCeram Bulk Fill). Die entsprechenden Daten sind Tabelle 8 zu entnehmen.

Um zu prüfen, ob die Füllungsverluste in Bezug auf etwaige signifikante Unterschiede eine wichtige Rolle spielen, wurde derselbe Vergleich erneut durchgeführt, allerdings diesmal ohne Wertung der Füllungsverluste. Da sich die Daten in Tabelle 9 im Vergleich zu den in Tabelle 8 aufgezeigten in den Gruppen 1 (Bulk Fill) und 8 (Tetric EvoCeram Bulk Fill) unterscheiden, kann davon ausgegangen werden, dass die Füllungsverluste in diesen Gruppen von Bedeutung sind.

Tabelle 8 Statistischer Vergleich der Randspaltenanteile im Schmelz nach Belastung im Kausimulator, Füllungsverluste als 100% Randspalt gewertet (Zweistichproben-t-Tests unter der Annahme unterschiedlicher Varianzen; n.s. = statistisch nicht signifikant, s. = statistisch signifikant)

Gruppe	1	2	3	4	5	6	7	8	9
10	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	s.	n. s.	s.	n. s.	s.
9	s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	s.	
8	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.		
7	s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.			
6	s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.				
5	s.	n. s.	n. s.	n. s.					
4	n. s.	n. s.	n. s.						
3	n. s.	n. s.							
2	n. s.								

Ergebnisse

Tabelle 9 Statistischer Vergleich der Randspaltenanteile im Schmelz nach Belastung im Kausimulator; Füllungsverluste nicht gewertet (Zweistichproben-t-Tests unter der Annahme unterschiedlicher Varianzen; n.s. = statistisch nicht signifikant, s. = statistisch signifikant)

Gruppe	1	2	3	4	5	6	7	8	9
10	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	s.	n. s.	s.	n. s.	s.
9	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	
8	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.		
7	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.			
6	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.				
5	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.					
4	n. s.	n. s.	n. s.						
3	n. s.	n. s.							
2	n. s.								

Beim statistischen Vergleich innerhalb der Gruppen wurde folgendermaßen verfahren: Zunächst wurden innerhalb einer Gruppe die Randspaltanteile der Baseline mit denen nach TWB verglichen. Anschließend wurde innerhalb der gleichen Gruppe der Vergleich der Randspaltanteile nach KS (Füllungsverluste als Randspalt gewertet)-TWB und der Vergleich der Randspaltanteile nach KS (Füllungsverluste nicht bewertet)-TWB durchgeführt. Nach den einzelnen Belastungen zeigte sich keine statistisch signifikante Vergrößerung der Randspaltanteile außer in Gruppe 10 (Sonic Fill) nach thermischer Belastung (Tabelle 10).

Tabelle 10 Statistischer Vergleich der Randspaltanteile im Schmelz nach Thermo-Mechano-Belastung (Zweistichproben-t-Tests unter der Annahme unterschiedlicher Varianzen; n. s. = statistisch nicht signifikant, s. = statistisch signifikant)

Gruppe	Nach Thermocycling	Nach Kausimulator (Füllungsverluste als 100% Randspalt gewertet)	Nach Kausimulator (Füllungsverluste nicht gewertet)
1	n. s.	n. s.	n. s.
2	n. s.	n. s.	n. s.
3	n. s.	n. s.	n. s.
4	n. s.	n. s.	n. s.
5	n. s.	n. s.	n. s.
6	n. s.	n. s.	n. s.
7	n. s.	n. s.	n. s.
8	n. s.	n. s.	n. s.
9	n. s.	n. s.	n. s.
10	s.	n. s.	n. s.

Um den Einfluss des Adhäsivsystems zu prüfen, wurden die Gruppen, in denen das gleiche Adhäsivsystem benutzt wurde, zusammengefasst und mit den anderen Gruppen verglichen. Nach Legen der Füllungen konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede festgestellt werden, wie Tabelle 11 zu entnehmen ist.

Tabelle 11 Statistischer Vergleich der Randspaltanteile im Schmelz nach Legen der Füllungen (Gruppen mit gleichem Adhäsivsystem zusammengefasst; Zweistichproben-t-Tests unter der Annahme unterschiedlicher Varianzen; n. s. = statistisch nicht signifikant)

Gruppe	1 + 2	3 + 4	5 + 6	7	8	9
10	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
9	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	
8	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.		
7	n. s.	n. s.	n. s.			
5 + 6	n. s.	n. s.				
3 + 4	n. s.					

Nach thermischer Belastung zeigt sich zusätzlich zu den in Tabelle 7 aufgeführten Daten, dass die Gruppen 1-6 (Bulk Fill/Bulk Fill + Pearl mit i-Bond SE, x-trafil/x-tra base + GrandioSo mit Futurabond NR, Surefil SDR/Surefil SDR + Ceram x mit XP Bond) im Vergleich signifikant mehr Randspaltanteile aufweisen als Gruppe 9 (Charisma PPF mit Adhesive SC). Zusätzlich schneiden Gruppe 3 und Gruppe 4 (x-trafil/x-tra base + GrandioSo mit Futurabond NR) zusammen betrachtet signifikant schlechter ab als die Gruppen 5-7 (Surefil SDR/Surefil SDR + Ceram x mit XP Bond, Herculite mit OptiBond FL), wie in Tabelle 12 dargestellt.

Tabelle 12 Statistischer Vergleich der Randspaltanteile im Schmelz nach Thermocycling (Gruppen mit gleichem Adhäsivsystem zusammengefasst; Zweistichproben-t-Tests unter der Annahme unterschiedlicher Varianzen; n. s. = statistisch nicht signifikant, s. = statistisch signifikant)

Gruppe	1 + 2	3 + 4	5 + 6	7	8	9
10	n. s.	n. s.	s.	s.	n. s.	s.
9	s.	s.	s.	n. s.	n. s.	
8	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.		
7	n. s.	s.	n. s.			
5 + 6	n. s.	s.				
3 + 4	n. s.					

Tabelle 13 (Füllungsverluste als Randspalt gewertet) und Tabelle 14 (Füllungsverluste nicht bewertet) zeigen den Einfluss der Adhäsivsysteme auf die Randspaltanteile nach Belastung im Kausimulator. Auffällig ist hier der signifikant höhere Randspaltanteil der Gruppen 1 und 2 (Bulk Fill/Bulk Fill + Pearl mit i-Bond SE) im Vergleich zu fast allen Gruppen.

Gruppe 10 (Sonic Fill mit OptiBond XTR) weist signifikant mehr Randspalten auf als die Gruppen 5 und 6, 7 und 9 (SureFil SDR/SureFil SDR + Ceram x mit XP Bond, Herculite mit OptiBond FL und Charisma PPF mit Adhesive SC). Gruppe 9 (Charisma PPF mit Adhesive SC) erreicht signifikant weniger Randspaltanteile als alle Gruppen außer 5-7 (SureFil SDR/SureFil SDR + Ceram x mit XP Bond, Herculite mit OptiBond FL).

Tabelle 13 Statistischer Vergleich der Randspaltanteile im Schmelz nach Belastung im Kausimulator; Füllungsverluste als 100% Randspalt gewertet (Gruppen mit gleichem Adhäsivsystem zusammengefasst; Zweistichproben-t-Tests unter der Annahme unterschiedlicher Varianzen; n. s. = statistisch nicht signifikant, s. = statistisch signifikant)

Gruppe	1 + 2	3 + 4	5 + 6	7	8	9
10	s.	n. s.	s.	s.	n. s.	s.
9	s.	s.	n. s.	n. s.	s.	
8	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.		
7	s.	n. s.	n. s.			
5 + 6	s.	n. s.				
3 + 4	n. s.					

Tabelle 14 Statistischer Vergleich der Randspaltanteile im Schmelz nach Belastung im Kausimulator; Füllungsverluste nicht gewertet (Gruppen mit gleichem Adhäsivsystem zusammengefasst; Zweistichproben-t-Tests unter der Annahme unterschiedlicher Varianzen; n. s. = statistisch nicht signifikant, s. = statistisch signifikant)

Gruppe	1 + 2	3 + 4	5 + 6	7	8	9
10	n. s.	n. s.	s.	s.	n. s.	s.
9	s.	n. s.	n. s.	n. s.	s.	
8	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.		
7	s.	n. s.	n. s.			
5 + 6	s.	n. s.				
3 + 4	n. s.					

4.5 Statistische Auswertung der dentinbegrenzten Restaurationsränder

Tabelle 15 kann entnommen werden, dass beim statistischen Vergleich der Randspaltanteile im Dentin nach dem Legen der Füllungen keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden konnten.

Tabelle 15 Statistischer Vergleich der Randspaltenanteile im Dentin nach Legen der Füllungen (Zweistichproben-t-Tests unter der Annahme unterschiedlicher Varianzen; n.s. = statistisch nicht signifikant)

Gruppe	1	2	3	4	5	6	7	8	9
10	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
9	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	
8	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.		
7	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.			
6	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.				
5	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.					
4	n. s.	n. s.	n. s.						
3	n. s.	n. s.							
2	n. s.								

Nach Thermocycling zeigten sich in Gruppe 1 (Bulk Fill) signifikant höhere Randspaltanteile als in den Gruppen 3, 4 und 10 (x-tra fil, x-tra base + GrandioSO, Sonic Fill). Gruppe 10 (Sonic Fill) schnitt ebenso signifikant besser ab als die Gruppen 6 und 7 (SureFil SDR + Ceram x und Herculite). Gruppe 6 (SureFil SDR + Ceram x) wies zusätzlich signifikant mehr Randspalten auf als die Gruppen 3, 4 und 7-9 (x-tra fil, x-tra base + GrandioSO, Herculite, Tetric EvoCeram Bulk Fill, Charisma PPF).

Tabelle 16 Statistischer Vergleich der Randspaltenanteile im Dentin nach Thermocycling (Zweistichproben-t-Tests unter der Annahme unterschiedlicher Varianzen; n.s. = statistisch nicht signifikant, s. = statistisch signifikant)

Gruppe	1	2	3	4	5	6	7	8	9
10	s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	s.	s.	n. s.	n. s.
9	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	s.	n. s.	n. s.	
8	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	s.	n. s.		
7	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	s.			
6	n. s.	n. s.	s.	s.	n. s.				
5	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.					
4	s.	n. s.	n. s.						
3	s.	n. s.							
2	n. s.								

Wurden die Füllungsverluste als 100% Randspalt gewertet (Tabelle 17), so konnte nur ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen 6 (SureFil SDR + Ceram x) und 9 (Charisma PPF) nachgewiesen werden.

Tabelle 17 Statistischer Vergleich der Randspaltenanteile im Dentin nach Belastung im Kausimulator; Füllungsverluste als 100% Randspalt gewertet (Zweistichproben-t-Tests unter der Annahme unterschiedlicher Varianzen; n.s. = statistisch nicht signifikant, s. = statistisch signifikant)

Gruppe	1	2	3	4	5	6	7	8	9
10	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
9	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	s.	n. s.	n. s.	
8	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.		
7	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.			
6	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.				
5	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.					
4	n. s.	n. s.	n. s.						
3	n. s.	n. s.							
2	n. s.								

Tabelle 18 stellt ebenfalls den Vergleich der Randspaltenanteile im Dentin nach Belastung im Kausimulator dar, allerdings ohne Wertung der Füllungsverluste. Auffällig sind hier die signifikant geringeren Randspaltanteile der Gruppen 3 und 4 (x-tra fil, x-tra base + GrandioSO) im Vergleich zu fast allen anderen Gruppen.

Tabelle 18 Statistischer Vergleich der Randspaltenanteile im Dentin nach Belastung im Kausimulator; Füllungsverluste nicht gewertet (Zweistichproben-t-Tests unter der Annahme unterschiedlicher Varianzen; n.s. = statistisch nicht signifikant, s. = statistisch signifikant)

Gruppe	1	2	3	4	5	6	7	8	9
10	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
9	n. s.	n. s.	s.	s.	n. s.	s.	n. s.	n. s.	
8	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.		
7	n. s.	n. s.	s.	s.	n. s.	n. s.			
6	n. s.	n. s.	s.	s.	n. s.				
5	n. s.	n. s.	s.	s.					
4	s.	n. s.	n. s.						
3	s.	n. s.							
2	n. s.								

Der statistische Vergleich innerhalb der Gruppen nach den einzelnen Belastungen ist in Tabelle 19 dargestellt. Hierbei wurde folgendermaßen verfahren: Zunächst wurden innerhalb einer Gruppe die Randspaltanteile der Baseline mit denen nach TWB verglichen. Anschließend wurde innerhalb der gleichen Gruppe der Vergleich der Randspaltanteile nach KS (Füllungsverluste als Randspalt gewertet)-TWB und der Vergleich KS (Füllungsverluste nicht bewertet)-TWB durchgeführt. Es zeigt sich eine signifikante Erhöhung der Randspaltanteile nach Thermocycling in den Gruppen 1, 6, 7 und 8 (Bulk Fill, SureFil SDR + Ceram x, Herculite und Tetric EvoCeram Bulk Fill), sowie nach Kausimulation in den Gruppen 9 und 10 (Charisma PPF und Sonic Fill).

Tabelle 19 Statistischer Vergleich der Randspaltanteile im Dentin nach Thermo-Mechano-Belastung (Zweistichproben-t-Tests unter der Annahme unterschiedlicher Varianzen; n. s. = statistisch nicht signifikant, s. = statistisch signifikant)

Gruppe	Nach Thermocycling	Nach Kausimulator (Füllungsverluste als 100% Randspalt gewertet)	Nach Kausimulator (Füllungsverluste nicht gewertet)
1	s.	n. s.	n. s.
2	n. s.	n. s.	n. s.
3	n. s.	n. s.	n. s.
4	n. s.	n. s.	n. s.
5	n. s.	n. s.	n. s.
6	s.	n. s.	n. s.
7	s.	n. s.	n. s.
8	s.	n. s.	n. s.
9	n. s.	s.	s.
10	n. s.	s.	s.

Um den Einfluss des Adhäsivsystems zu prüfen, wurden die Gruppen, in denen das gleiche Adhäsivsystem benutzt wurde, zusammengefasst und mit den anderen Gruppen verglichen. Nach Legen der Füllungen konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede festgestellt werden, wie Tabelle 20 zu entnehmen ist.

Tabelle 20 Statistischer Vergleich der Randspaltanteile im Dentin nach Legen der Füllungen (Gruppen mit gleichem Adhäsivsystem zusammengefasst; Zweistichproben-t-Tests unter der Annahme unterschiedlicher Varianzen; n. s. = statistisch nicht signifikant)

Gruppe	1 + 2	3 + 4	5 + 6	7	8	9
10	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
9	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	
8	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.		
7	n. s.	n. s.	n. s.			
5 + 6	n. s.	n. s.				
3 + 4	n. s.					

Nach thermischer Belastung zeigen die Gruppen 1 und 2 zusammen betrachtet (Bulk Fill/Bulk Fill + Pearl mit i-Bond SE) signifikant höhere Randspaltanteile als fast alle anderen Gruppen, wie in Tabelle 21 dargestellt. Die Gruppen 5 und 6 (SureFil SDR/Surefil SDR + Ceram x mit XP Bond) schneiden signifikant schlechter ab als die Gruppen 3 und 4, 9 und 10 (x-tra fil/x-tra base + GrandioSO mit Futurabond NR, Charisma PPF mit Adhesive SC, Sonic Fill mit OptiBond XTR).

Tabelle 21 Statistischer Vergleich der Randspaltanteile im Dentin nach Thermocycling (Gruppen mit gleichem Adhäsivsystem zusammengefasst; Zweistichproben-t-Tests unter der Annahme unterschiedlicher Varianzen; n. s. = statistisch nicht signifikant, s. = statistisch signifikant)

Gruppe	1 + 2	3 + 4	5 + 6	7	8	9
10	s.	n. s.	s.	s.	n. s.	n. s.
9	s.	n. s.	s.	n. s.	n. s.	
8	s.	n. s.	n. s.	n. s.		
7	n. s.	n. s.	n. s.			
5 + 6	n. s.	s.				
3 + 4	s.					

Tabelle 22 zeigt den Einfluss der Adhäsivsysteme auf die Randspaltanteile nach Belastung im Kausimulator mit Wertung der Füllungsverluste als 100% Randspalt. Auffällig ist hier der signifikant höhere Randspaltanteil der Gruppen 1 und 2 (Bulk Fill/Bulk Fill + Pearl mit i-Bond SE) im Vergleich zu den Gruppen 9 und 10 (Charisma PPF mit Adhesive SC und Sonic Fill mit OptiBond XTR). Gruppe 9 (Charisma PPF mit Adhesive SC) weist signifikant weniger Randspalten auf als die Gruppen 5 und 6 (SureFil SDR/SureFil SDR + Ceram x mit XP Bond).

Der in Tabelle 23 dargestellte statistische Vergleich ohne Wertung der Füllungsverluste zeigt das gleiche Bild wie Tabelle 18.

Tabelle 22 Statistischer Vergleich der Randspaltanteile im Dentin nach Belastung im Kausimulator; Füllungsverluste als 100% Randspalt gewertet (Gruppen mit gleichem Adhäsivsystem zusammengefasst; Zweistichproben-t-Tests unter der Annahme unterschiedlicher Varianzen; n. s. = statistisch nicht signifikant, s. = statistisch signifikant)

Gruppe	1 + 2	3 + 4	5 + 6	7	8	9
10	s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
9	s.	n. s.	s.	n. s.	n. s.	
8	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.		
7	n. s.	n. s.	n. s.			
5 + 6	n. s.	n. s.				
3 + 4	n. s.					

Tabelle 23 Statistischer Vergleich der Randspaltanteile im Dentin nach Belastung im Kausimulator; Füllungsverluste nicht gewertet (Gruppen mit gleichem Adhäsivsystem zusammengefasst; Zweistichproben-t-Tests unter der Annahme unterschiedlicher Varianzen; n. s. = statistisch nicht signifikant, s. = statistisch signifikant)

Gruppe	1 + 2	3 + 4	5 + 6	7	8	9
10	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.
9	n. s.	s.	s.	n. s.	n. s.	
8	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.		
7	n. s.	s.	n. s.			
5 + 6	n. s.	s.				
3 + 4	s.					

5 Diskussion

5.1 Vorbereitung der Zähne

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, möglichst kliniknah und vergleichbar mit anderen Studien vorzugehen. Als Untersuchungsmaterial fanden nur unversehrte humane Unterkiefermolaren Verwendung. Auf tierische Zähne wurde verzichtet, da in vielen Untersuchungen gezeigt werden konnte, dass sich die Haftkraft von Adhäsivsystemen bei menschlichen und beispielsweise Rinderzähnen zu sehr unterscheidet (Reis *et al.*, 2004; Retief *et al.*, 1990; Saleh and Taymour, 2003). Außerdem weisen Rinderzähne mehr Dentintubuli auf als menschliche Zähne (Camargo *et al.*, 2007).

Doi *et al.* zeigten, dass der Haftverbund von Adhäsiven an kariös verändertem Dentin deutlich reduziert ist (Doi *et al.*, 2004). Verantwortlich hierfür sind mineralische Ablagerungen in den Dentintubuli (Perdigao, 2010). Die Ausbildung einer Hybridschicht ist auf diesem hypermineralisierten Dentin deutlich erschwert (Prati *et al.*, 1999; Van Meerbeek *et al.*, 1994). Um einen verminderten Verbund zwischen Adhäsiv und Zahnhartsubstanz auf Grund von kariös verändertem Dentin ausschließen zu können, wurde auf Kariesfreiheit der zu untersuchenden Zähne geachtet.

Douvitsas erreichte in Klasse II-Kavitäten mit abgerundeten Ecken einen besseren Randschluss als in nicht abgerundeten Bereichen (Douvitsas, 1991). In der vorliegenden Arbeit wurde die approximal birnenförmige Kavitätenform mit abgerundeten Ecken gewählt, um Bereiche mit erhöhter Spannung im Füllungsmaterial zu vermeiden und eine bessere Adaptation des Materials an die Kavitätenwände zu gewährleisten (Terry, 2008). Eine Anschrägung von 45° erfolgte im approximal schmelzbegrenzten Kavitätenrand, da bei approximaler Anschrägung weniger Randspalten zu erwarten sind (Hilton and Ferracane, 1999; Holan *et al.*, 1997). Weil approximal der Prismenverlauf überwiegend parallel zur Präparation ist, werden bei der Anschrägung die Schmelzprismen senkrecht zu ihrer Längsachse getroffen. Dies wirkt sich vorteilhaft auf die Randqualität aus, da mehr Prismen angeschnitten werden und somit der Schmelz-Komposit-Verbund stärker ist als bei längs getroffenen Prismen (Hugo *et al.*, 1992). Okklusal wurde keine Anschrägung durchgeführt: Zum einen ist es auf Grund des Prismenverlaufes hier nicht nötig, zum anderen können die dünn auslaufenden Kompositränder der okklusalen Belastung nicht standhalten, was in diesem Bereich zu marginalen Füllungsdefekten führt (Heidemann, 1997). Auch im Dentin

wurde auf eine Anschrägung verzichtet, da die dünn auslaufenden Ränder der thermomechanischen Belastung nicht standhalten können (Blunck, 1988).

Die Wasserlagerung während der gesamten Versuchszeit diente der Nachahmung des feuchten Milieus in der Mundhöhle. Feuchtigkeit kann sich positiv, aber auch negativ auf die Randqualität auswirken. Wasser kann die Verbindung Füllstoff/Matrix spalten und somit zu progressiven Degradationsphänomenen führen (Geurtsen, 1989). Als positiver Effekt der Wasseraufnahme kann gesehen werden, dass die Quellung des Komposites der Polymerisationsschrumpfung entgegenwirken kann (Rosales-Leal *et al.*, 2013).

5.2 Legen der Füllungen

Beim Legen der Füllungen wurden die Zähne in der Hand gehalten. Somit war es möglich, bei perfekter Einsicht zu arbeiten, was so in der Mundhöhle nicht möglich gewesen wäre. Da alle Zähne auf diese Art und Weise gefüllt wurden, ist eine gute Vergleichbarkeit innerhalb dieser Studie gegeben.

Bezüglich der Haftung an Schmelz und Dentin gibt es große Unterschiede, die verschiedene Ursachen haben. Dentin enthält weniger mineralisierte Strukturen und mehr Wasser als Schmelz. Mit Flüssigkeit gefüllte Dentinkanälchen, die unter leichtem, aber konstantem von der Pulpa auswärts gerichtetem Druck stehen, reduzieren die Haftung zwischen Komposit und Dentin (Chopra *et al.*, 2009). Dentin hat eine heterogene Struktur, die sich im Kronen- und Wurzelentin unterschiedlich darstellt: So zeigen sich im Wurzelentin kleinere und stärker verzweigte Dentintubuli als im Kronendentin. Im Vergleich zu horizontaler Tubuliusrichtung kann eine deutlich dickere Hybridschicht in Bereichen mit senkrechter Tubuliusrichtung gefunden werden (Vanajasan *et al.*, 2011). All diese Faktoren führen dazu, dass sich Dentinbonding ungleich schwieriger gestaltet als die Anbindung an Schmelz (Hegde *et al.*, 2012).

Laut Herstellerangaben erfordern die niedrigviskösen Bulk-Fill-Komposite das Auftragen einer Deckschicht, da ihre mechanischen Eigenschaften zu gering sind. Bei den hochviskösen Bulk-Fill-Kompositen kann dagegen auf eine zusätzliche Deckschicht verzichtet werden (Bucuta and Ilie, 2014; Ilie, 2014; Ilie *et al.*, 2013). Es konnten keine Studien darüber gefunden werden, in wie fern sich eine Deckschicht auf das Randschlussverhalten auswirkt.

Bei der Kontrollgruppe wurde das Kompositmaterial in Inkrementtechnik eingebracht. Nach wie vor wird diese Applikationsform als Goldstandard angesehen (Ilie, 2014). Laut Park *et al.* werden durch die Inkrementtechnik die Auswirkungen der Polymerisationsschrumpfung deutlich reduziert (Park *et al.*, 2008). Das Einbringen von maximal 2 mm dicken Schichten soll eine vollständige Aushärtung garantieren, da die Schicht in ihrer gesamten Dicke für das Licht der Polymerisationslampe erreichbar ist (Ferracane, 2011).

Um auszuschließen, dass durch die Verwendung unterschiedlicher Polymerisationslampen Ergebnisse verfälscht werden, wurde ausschließlich mit der LED-Polymerisationslampe Elipar Freelight 2 TM von 3 M ESPE (Seefeld/Germany) gearbeitet. Das Emissionsmaximum der blauen LEDs dieser Polymerisationslampe liegt bei ca. 465 nm und ist daher nahezu identisch mit dem Absorptionsmaximum von Campherchinon, welches in den meisten Dentalmaterialien als Photoinitiator verwendet wird (Nomoto, 1997).

5.3 Replikamodelle

Die Replikamodelle wurden angefertigt, um den Randschluss direkt nach Legen der Füllung, nach Thermocycling und nach Kausimulation beurteilen zu können. Die Zähne selbst können nicht im REM untersucht werden, da sich die Beschaffenheit der Zahnhartsubstanzen im Hochvakuum des REMs durch Entziehung von Luft negativ verändern und so zu falschen Ergebnissen führen würde. Die entstehenden Risse und Spalten würden eine weitere Untersuchung nicht mehr ermöglichen (Reinhardt, 1984; Schoppe, 2008).

5.4 Thermocycling

Thermische und mechanische Belastung wurden in dieser Studie getrennt untersucht, um aufzeigen zu können, welchen Einfluss die jeweiligen Belastungskomponenten auf die Randqualität der Füllungen haben. Die thermische Belastung dient der Simulation des Alterungsprozesses der Füllungen, durch den es zur Entstehung von Spannungen und dadurch zu Rissausbreitungen kommen kann. Durch die Volumenänderungen werden Flüssigkeiten in die Spalten gepumpt, die weitere Spaltvergrößerungen veranlassen können (Gale and Darvell, 1999). Haltezeiten von jeweils 30 s in 5 °C kaltem und 55 °C warmem Wasser sind ausreichend, um eine Temperaturangleichung der Proben zu erreichen (Schoppe, 2008). Momoi *et al.* zeigten, dass sich bei steigender Zyklenzahl auch der Randspaltanteil vergrößert (Momoi *et al.*, 1990).

In der Literatur schwanken die Angaben zu den Zyklenzahlen sehr stark zwischen 1 (Asmussen, 1974) und 1.000.000 (Fukuda, 1992). In dieser Studie wurde sich wie in zahlreichen anderen Studien (Beutelspacher, 2004; Eggert, 2014; Mamic-Salvia, 2005; Rossomando and Wendt, 1995; Verstegen, 2010) für eine Zyklenzahl von 5.000 entschieden.

5.5 Kausimulation

Als physiologisch wahrscheinliche Kaukräfte während der Nahrungsaufnahme können zwischen 20 und 160 N angenommen werden, wobei die tatsächlich möglichen Kaukräfte deutlich höhere Werte erreichen können (Krejci, 1990). Die Belastung in dieser Studie ist mit 70 N relativ hoch gewählt im Vergleich zu vielen anderen Studien (Chapat, 2011; Haberkorn, 2006 ; Krejci, 1990; Sakaguchi *et al.*, 1986), ebenso wie die Zyklanzahl von 500.000. Somit ist eine ausreichende Prüfung des adhäsiven Verbundes gewährleistet.

5.6 Bewertung der Ergebnisse der REM-Untersuchung

5.6.1 REM-Analyse der schmelzbegrenzten Restaurationsränder

Die Ergebnisse mit Werten von über 90% klinisch akzeptable Ränder in allen Gruppen nach Legen der Füllungen sind als sehr gut zu bewerten. Auch dass nach thermischer Belastung noch immer Werte von über 80% in allen Gruppen erreicht werden, zeugt von guter marginaler Adaptation.

Die Ergebnisse nach mechanischer Belastung zeigen nun Unterschiede in den einzelnen Gruppen: Deutlich heben sich hierbei die Gruppen 5, 6, 7 und 9 (SureFil SDR, SureFil SDR + Ceram x, Herculite XRV und Charisma PPF) mit Werten über 90% ab. Am schlechtesten bewertet werden können die Gruppen 1, 2 und 8 (Bulk Fill, Bulk Fill + Pearl und Tetric EvoCeram Bulk Fill) mit Ergebnissen zwischen 60,2% und 65,6%. Dazwischen liegen die Gruppen 3, 4 und 10 (x-tra fil, x-tra base + GrandioSO und Sonic Fill), in denen Werte über 70% erreicht werden.

Auffällig ist, dass in den Gruppen mit den besten Ergebnissen nur Adhäsivsysteme mit etch-and-rinse-Technik verwendet wurden: In den Gruppen 5 und 6 das selbstprimende XP Bond, in der Kontrollgruppe 7 das 3-Schritt-System OptiBond FL und in Gruppe 9 das selbsthärtende AdhesiveSC (+ Gluma Desensitizer). Bei den übrigen Gruppen wurden 1-Schritt-Self-Etch-Systeme (Gruppe 1 + 2: i-Bond SE, Gruppe 3 + 4: Futurabond NR), bzw. 2-Schritt-Self-Etch-Systeme (Gruppe 8: AdheSE, Gruppe 10: OptiBond XTR) verwendet.

Vergleichbare Studien zeigen ebenfalls ein schlechteres Abschneiden von 1-Schritt-Self-Etch-Systemen (De Munck *et al.*, 2003; Hafer *et al.*, 2013; Wang and Spencer, 2005). Dies betrifft eine geringere initiale Haftfestigkeit, schlechtere Langzeitergebnisse unter jeglicher Form von Alterung (Thermo- und Mechanobelastung), sowie eine höhere Schrumpfung an den Grenzflächen (van Meerbeek, 2011). Als Hauptursachen werden für dieses Verhalten die Hydrophilie und die verbleibenden Lösungsmittel bei den 1-Schritt-Adhäsiven gesehen: Der Verbund wird direkt geschwächt, die Polymerisation der infiltrierenden Monomere wird negativ beeinflusst und die Grenzflächen werden anfälliger für hydrolytische Degradation (Van Meerbeek, 2003). Gleichmaßen muss konstatiert werden, dass verbleibende Lösungsmittel in der Adhäsivschicht auf einen Verarbeitungsfehler durch den Zahnarzt zurück zu führen sein können und gleichmaßen vermuten lassen, dass eine höhere Verarbeitungsempfindlichkeit bei diesen Systemen besteht.

Die verwendeten 1-Schritt-Self-Etch-Systeme und 2-Schritt-Self-Etch-Systeme haben alle einen pH-Wert zwischen 1 und 2 und können somit als mäßig azide eingestuft werden. Allerdings werden nur mit den starken selbstätzenden Adhäsiven (pH-Wert ≤ 1) ausreichende Ätzmuster erreicht, die für eine gute Retention nötig sind (van Meerbeek, 2011).

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie decken sich mit den Ergebnissen der Studie von Roggendorf *et al.* (Roggendorf, 2011): Hier dienten ebenfalls 80 menschliche Molaren zur Untersuchung des Randschlussverhaltens verschiedener Füllmaterialien- und Adhäsivkombinationen nach thermomechanischer Belastung. Es wurden je 40 Zähne in Bulk-Fill-Technik mit je 4 mm SureFil SDR + 2 mm Deckschicht mit verschiedenen herkömmlichen Kompositen und je 40 Zähne mit den Kompositen, die als Deckschicht verwendet wurden, in Inkrementtechnik gefüllt. Dabei wurden die einzelnen Kombinationen mit verschiedenen Adhäsivsystemen (u.a. i-Bond SE und XP-Bond) getestet. Es zeigte sich, dass initial nach Legen der Füllungen für alle Adhäsive hohe Anteile an randspaltfreien Bereichen gefunden werden konnten (89,9-100%). Nach der Thermo-Mechano-Belastung schnitten die Etch-and-Rinse-Systeme besser ab als die Self-Etch-Adhäsive.

Die Werte sind vergleichbar mit denen in der vorliegenden Studie: Für die Etch-and-Rinse-Systeme ermittelten Roggendorf *et al.* im Schmelz bzgl. des Kriteriums „randspaltfreie Ränder“ Werte zwischen 87,4% und 91,5%, während mit den selbstätzenden Adhäsiven nur Werte zwischen 42% und 64,1% erzielt wurden. Zwischen den in Inkrementtechnik geschichteten Füllungen und denen, die im Bulk eingebracht wurden, konnten keine deutlichen Unterschiede festgestellt werden. Ebenso hatte die Deckschicht keinen Einfluss auf

das Randschlussverhalten, was sich ebenfalls mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie deckt. Da der Anteil an Randspalten nach Mechanobelastung deutlich angestiegen ist, ist anzunehmen, dass der Polymerisationsstress initial kompensiert wird, die wiederholte Belastung aber die maximale Belastbarkeit der Adhäsivsysteme übersteigt und so zu einer Schwächung des Verbundes führt.

Das sehr gute Abschneiden bezogen auf den Randspaltanteil des in Gruppe 9 verwendeten selbsthärtenden Materials Charisma PPF ist möglicherweise auf eine langsamere Polymerisationskinetik zurückzuführen, die zu einer geringen Belastung der Verbundfläche führt. Folgende Hypothese könnte ursächlich die besseren Randqualitäten bedingt haben: Chemisch härtende Komposite härten deutlich langsamer aus als lichthärtende Werkstoffe. Bei letztgenannten erfolgt das Gros der Polymerisationsreaktion innerhalb von 20-40 s, während diese Reaktion bei chemisch härtenden Werkstoffen über mehrere Minuten verläuft (Charisma PPF: 5 min). Die langsamere Polymerisation ermöglicht ein Nachfließen von Material mit Kompensation der Schrumpfung, bevor der Gelpunkt erreicht ist. Dadurch können die Auswirkungen der Polymerisationsschrumpfung kompensiert und minimiert werden. Die Folge wäre eine bessere marginale Adaptation, wie auch in älteren Studien dieser Materialklasse gezeigt wurde (Itoh *et al.*, 1986; Kinomoto, 1998).

5.6.2 REM-Analyse der dentinbegrenzten Restaurationsränder

Der Anteil an klinisch akzeptablen Rändern nach Legen der Füllungen ist insgesamt betrachtet höher als im schmelzbegrenzten Bereich und kann als sehr gut bezeichnet werden. Dass in allen Gruppen gar keine Randspalten oder nur ein vernachlässigbar geringer Anteil an Randspalten festgestellt werden können, zeugt von einem sehr guten Randschlussverhalten initial nach Legen der Füllungen.

Das deckt sich ebenfalls mit den Ergebnissen von Roggendorf *et al.*, wo ebenso hohe Prozentanteile randspaltfreier Bereiche nach Legen der Füllungen erreicht wurden. Nach Thermocycling können noch immer gute Werte für klinisch akzeptable Ränder von über 80% in allen Gruppen erreicht werden. Die höchsten Anteile an Randspalten wurden nach Thermocycling in den Gruppen 1, 2, 5 und 6 (Bulk Fill, Bulk Fill + Pearl, SureFil SDR und SureFil SDR + Ceram x) gefunden. In den Gruppen 1 und 2 wurde das 1-Schritt-Self-Etch-System i Bond SE verwendet, welches auch schon im Schmelz schlechtere Ergebnisse zeigte.

Van Meerbeek *et al.* zeigten in ihrer Studie ebenfalls für 1-Schritt-Self-Etch-Systeme die schlechtesten Werte bzgl. der Adhäsion am Dentin (Van Meerbeek, 2003). Eine mögliche

Ursache liegt darin, dass bei diesen Systemen hydrophile und hydrophobe Monomere vermengt sind und ein hoher Anteil an Lösungsmitteln nötig ist, um sie in Lösung zu halten. Durch ihren hohen Wassergehalt weisen sie eine hohe Hydrophilie auf und verhalten sich wie semipermeable Membranen: So können Flüssigkeiten diffundieren und die Haftung stark gefährden. Es konnte gezeigt werden, dass die 1-Schritt-Self-Etch-Adhäsive anfällig sind für Phasentrennung: Verbleibende Wassertröpfchen schwächen den Verbund.

Ein starkes Verblasen kann die Tröpfchen entfernen und so die Effektivität des Bondings verbessern. Allerdings wurde eine komplette Entfernung der Tröpfchen im Versuch erst nach 4-10 min kräftigen Verblasens festgestellt (Van Landuyt *et al.*, 2005). Die Hersteller geben in ihren Gebrauchsanweisungen zum Teil deutlich kürzere Zeiten an. Möglicherweise hat dies in der vorliegenden Studie zu einem nicht ausreichenden Abdampfen des Adhäsives geführt, was als Ursache für die schlechteren Ergebnisse in Frage kommt.

Söderholm *et al.* untersuchten in ihrer Studie, ob die Azidität des verwendeten Adhäsives die Effektivität des Bondings am Dentin beeinflusst. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass das stärker azide i-Bond SE (pH-Wert: 1,6) vergleichbare Werte erzielte, wie ein milderes untersuchtes Adhäsiv (pH-Wert: 2) (Söderholm, 2013). Blunck *et al.* konnten zeigen, dass sogar zusätzliches Ätzen von Dentin bis zu 15 s bei selbstätzenden Adhäsiven keine Auswirkungen auf die Haftung hatte (Blunck, 2009). Die Azidität der verwendeten Adhäsive scheint also als Ursache für die unterschiedlichen Ergebnisse bzgl. der Haftung am Dentin in der vorliegenden Studie nicht in Frage zu kommen.

Bei dem in den Gruppen 5 und 6 verwendeten XP Bond handelt es sich um ein 2-Schritt-System mit selbstprimendem Bonding. Dieses Adhäsivsystem enthält t-Butanol als Lösungsmittel und soll weniger techniksensitiv sein, da es leichter durch kollabiertes Dentin dringen soll. Außerdem soll ein zusätzliches chemisches Bonding durch Calcium-Phosphat-Komplexe ermöglicht werden (Frensel, 2012). In der Studie von Frensel wurden sehr gute Ergebnisse im Dentin erzielt. Allerdings wurden die Versuche mit weniger Belastung und geringerer Zyklenzahl (50.000 Zyklen mechanischer Belastung (50 N)) durchgeführt als in der vorliegenden Studie. Van Dijken konnte in seiner Studie hohe Verlustraten nach dem 2. Jahr Liegedauer verzeichnen: Es kam zu Retentionsverlust bei 27,1% der Restaurationen mit XP Bond (van Dijken, 2013). Van Dijken vermutete die Ursache im HEMA-Gehalt von XP Bond (laut Sicherheitsdatenblatt bis zu 50%). Ein hoher HEMA-Gehalt führt zu Wasseraufnahme bei längerer Liegedauer, bzw. Belastung und bedingt dadurch die

hydrolytische Degradation der Polymere (Miyazaki, 2013). Das erklärt möglicherweise die schlechteren Ergebnisse in der vorliegenden Studie für XP Bond.

Die nach Kausimulation weiter erhöhten Anteile an Randspalten vor allem in den o.g. Gruppen sind vermutlich auf die gleichen Gründe zurückzuführen. Das deutlich vermehrte Auftreten von Randspalten nach Kausimulation in Gruppe 8 (Tetric EvoCeram Bulk Fill) ist möglicherweise durch das verwendete Adhäsivsystem AdheSE zu erklären. In der Studie von Dantas *et al.* zeigte AdheSE niedrige Werte für die Bondingstärke zum Dentin (Dantas *et al.*, 2008). Dantas *et al.* vermuteten, dass AdheSE die Schmierschicht, die durch die Präparation mit rotierenden Instrumenten entsteht, nicht ausreichend entfernt, bzw. infiltriert. In einer anderen Studie zeigte sich, dass die Randspaltbreite im Dentin mit der Dicke der Schmierschicht bei selbstätzenden Adhäsiven zunahm (Kenshima *et al.*, 2005). Van Meerbeek *et al.* beschreiben die Wirkung von selbstätzenden Adhäsiven wie folgt: Es kommt zur Ionenbindung zwischen funktionellem Monomer und Calcium, danach gibt es zwei Möglichkeiten: Entweder, die Ionenbindung ist stark genug, wodurch ein Ca-Monomer-Salz entsteht, das mit den Monomeren des Adhäsivs co-polymerisieren kann, oder die Ionenbindung ist nicht stabil und es kommt zur Freisetzung von Calcium und Phosphat aus der Zahnoberfläche. Ersteres wird als „chemisches Bonding“ bezeichnet und findet sich bei milden selbstätzenden Adhäsiven (van Meerbeek, 2011). Da AdheSE mit einem pH-Wert von 1,4 als „mäßig stark“ bezeichnet werden kann, jedoch näher an den Werten für starke selbstätzende Adhäsive liegt, ist in der vorliegenden Studie wahrscheinlich der zweite Mechanismus eingetreten. Die herausgelösten Calcium und Phosphat Ionen aus den Apatit Kristallen werden nicht wie bei einem Etch-and-Rinse-System beim Absprühen entfernt, sondern im Lösungsmittel des Primers zurückgehalten. Verdunsten diese flüchtigen Bestandteile, kommt es zur Ausfällung von Calcium und Phosphat. Bei hoher Calcium- und Phosphatkonzentration wird so die Fähigkeit des Adhäsivs, die mit Primer behandelte Oberfläche zu penetrieren limitiert. Dies führt zu einer verminderten Eindringtiefe (max. 1 µm) und somit zu verschlechterten Bondingeigenschaften, wodurch sich Neelima *et al.* die schlechten Werte für AdheSE in ihrer Studie erklärten (Neelima *et al.*, 2008).

Söderholm *et al.* stellten in ihrer klinischen Studie fest, dass bei der Verwendung von selbstätzenden Adhäsiven die Füllungsråder im Laufe der Zeit vermehrt marginale Defekte und Verfärbungen aufweisen. Als mögliche Ursache wurde auch hier die Präzipitatbildung vermutet: Lösen sich diese Präzipitate nach einiger Zeit, hinterlassen sie mikroskopische

Defekte. Zusätzlich werden in dieser Studie die Schwierigkeiten betont, die im Umgang mit den selbstätzenden Adhäsiven auftreten können: Im Gegensatz zu den farblich deutlich erkennbaren Ätzelungen der etch-and-rinse-Systeme weisen die selbstätzende Adhäsive keine Färbung auf. Dadurch ist oft schwer zu beurteilen, ob wirklich die gesamte Kavität benetzt wurde, oder ob sogar die umliegenden Bereiche konditioniert wurden. Gelangt dann beim Legen der Füllungs Material über die Präparationsgrenzen hinaus, können initial kleine Überschüsse verbleiben, die zunächst unentdeckt bleiben können. Diese Überschüsse weisen jedoch geringere Haftung auf und platzen unter Belastung ab. Dadurch können am Randbereich Defekte entstehen, die sich durch beispielsweise Wassereintritt vergrößern können (Söderholm, 2013). Der Überschussanteil in der vorliegenden Studie konnte durch initiale lichtmikroskopische Kontrolle gering gehalten werden, dennoch kommt er als Ursache für marginale Imperfektionen oder Randspaltbildung in Frage. Wurde nicht die gesamte Kavität benetzt, hält initial das Kompositmaterial mittels van-der-Waals-Kräften an den Kavitätenrändern. Mit zunehmender Belastung löst sich jedoch an den nicht ausreichend mit dem Adhäsiv vorbehandelten Stellen das Kompositmaterial und führt so ebenfalls zu Defekten am Kavitätenrand.

5.7 Füllungsverluste nach mechanischer Belastung und nach Sägen

Auffällig ist, dass es zu Füllungsverlusten nur in den Gruppen kam, bei denen keine Etch-and-Rinse-Technik angewendet wurde. Außerdem zeigten sich bei den Sagittalschnitten der Proben interne Randspalten, die allerdings im Vergleich zu den externen Randspalten schmaler waren. Dies lässt vermuten, dass zu Beginn ein Verbund stattgefunden haben muss, und erst die mechanische Belastung zu einer Randspaltbildung geführt hat. Dies deckt sich mit den Ergebnissen von Roggendorf *et al.* (Roggendorf, 2011).

Da in der vorliegenden Studie die zeitsparendsten Materialkombinationen gewählt wurden, ist eine eindeutige Bewertung schwierig: Da nicht jedes Füllmaterial mit jedem Adhäsiv kombiniert wurde, kann nur bedingt auf die Ursache für schlechtere marginale Adaptation oder sogar Füllungsverlust geschlossen werden. Es können also sowohl das Adhäsivsystem als auch das Füllmaterial als mögliche Fehlerquelle in Betracht kommen. Ebenso könnte ein Verarbeitungsfehler ursächlich sein.

Für die Bulk-Fill-Komposite selbst liegen inzwischen mehrere Studien vor. Am Häufigsten wurde hierbei das seit 2009 erhältliche SureFil SDR untersucht (El-Damanhoury and Platt, 2013; Goodchild, 2013; Ilie, 2011a; Roggendorf, 2011). Alle Studien zeigten gute Ergebnisse

bezüglich des Randschlussverhaltens. Als Ursache wird der reduzierte Schrumpfstress durch einen sogenannten „Polymerisationsmodulator“, der mit einer großen Molekülstruktur kombiniert wird, gesehen, da sich so eine optimale Netzwerkstruktur ausbildet.

Doch auch die anderen verwendeten Bulk-Fill-Werkstoffe zeichnen sich laut Herstellerangaben durch reduzierte Schrumpfspannungen aus. So zum Beispiel x-tra fil von Voco („Multihybrid-Füllstofftechnologie mit innovativem Initiator-System“), Bulk Fill („auf minimalen Spannungsaufbau optimiert“) oder Tetric EvoCeram Bulk Fill („optimiertes Initiatorsystem Ivocerin und Isofiller für reduzierte Polymerisationsschrumpfung und geringen Schrumpfstress“). Durch die reduzierten Schrumpfspannungen „ziehen“ die Materialien weniger stark an den Kavitätenwänden (Noack, 2013).

Somit liegen viele positive Ergebnisse zu Bulk-Fill-Werkstoffen vor (El-Damanhoury and Platt, 2013; Frankenberger, 2011; Kreitzer, 2013; Moorthy, 2012), die vermuten lassen, dass die schlechteren Ergebnisse der vorliegenden Arbeit auf die Adhäsivsysteme zurückzuführen sind. Nicht eindeutig geklärt werden kann die Frage, warum in den Gruppen 1 und 2 (Bulk Fill und Bulk Fill + Pearl) die größte Anzahl an Füllungsverlusten und auch ansonsten die schlechtesten Ergebnisse bezüglich des Randschlussverhaltens zu verzeichnen sind. Eine mögliche Erklärung wäre ein erhöhter Polymerisationsschrumpfstress: Christensen stellte einen maximalen Stress von 2,1 MPa für Bulk Fill fest, was deutlich über dem Wert für SureFil SDR mit 1,6 MPa liegt (Christensen, 2012). Allerdings liegt der Wert für Bulk Fill unter den Werten der anderen untersuchten Materialien (Voco x-tra base: 2,6 MPa, Voco x-tra fil: 2,5 MPa, Sonic Fill: 2,4 MPa, Tetric EvoCeram Bulk Fill: 2,2 MPa), was gegen diese Hypothese spricht.

Die Volumenschrumpfung von 4,4 Vol.% von Bulk Fill (Garcia, 2014) ist im Vergleich zu den anderen verwendeten Materialien allerdings recht hoch und kommt somit als mögliche Ursache in Frage. Wie oben beschrieben, ist die unzureichende Abdampfung des Lösungsmittels bei Verwendung des 1-Schritt-Adhäsivs ursächlich für die Randspaltwerte verantwortlich.

Zusätzlich sollte erwähnt werden, dass die Anteile an klinisch akzeptablen Rändern für die Gruppen, die im Versuch schlechter abgeschnitten haben, sowohl im Schmelz als auch im Dentin um 10-20% steigen, wenn die Füllungsverluste nicht bewertet werden. Außer in Gruppe 8 liegen die Werte in allen Gruppen im Schmelz über 80% und im Dentin über 70%.

Wäre es nicht zu den Füllungsverlusten gekommen, wären die Ergebnisse also in allen Gruppen auch nach thermischer und mechanischer Belastung als gut bis sehr gut einzustufen.

Das wiederum lässt einen Fehler in der Handhabung der Adhäsivsysteme oder des Füllmaterials vermuten.

5.8 Gesamtbetrachtung und Schlussfolgerungen

Auffällig bei den Ergebnissen ist insgesamt, dass die klassischen 3-Schritt Etch & Rinse Systeme zu besseren Ergebnissen in der marginalen Adaption führten als die Anwendung von Self-Etch Systemen. Lässt man die Füllungsmaterialien als Einflussgröße einmal außer Betracht, ergeben sich folgende Überlegungen:

Die Zahnärztinnen, die die Füllungen legten, waren im Rahmen ihrer Ausbildung dezidiert vertraut mit der Anwendung der 3-Schritt Etch & Rinse Systeme, die als Standard in der Poliklinik für Zahnerhaltung in Homburg eingesetzt werden. Gleichmaßen muss konstatiert werden, dass sich die Anwendung von Self-Etch Systemen (1- und 2-Schritt) grundsätzlich von der der 3-Schritt Etch & Rinse Adhäsive unterscheidet.

Diese Unterschiede betreffen sowohl das Auftragen der Flüssigkeit(en), als auch insbesondere das Abdampfen der Lösungsmittel vor der Lichtpolymerisation.

Im ersten Schritt ist es von großer Bedeutung, dass die Self-Etch Adhäsive gründlich und sorgsam in die Oberfläche einmassiert werden. Da die Ätzwirkung von sauren Monomeren ausgeht, muss dafür Sorge getragen werden, dass frische Lösung (und damit Säuregruppen) an die Oberflächen gelangt um eine ausreichende Ätzwirkung zu erzielen. Ein alleiniges Auftragen ohne sorgfältiges Einmassieren der Lösung reicht in keinem Fall aus.

Insbesondere ist zu beachten, dass ein großer Teil der aufgetragenen Flüssigkeit Lösungsmittel ist, welches sorgfältig und ausreichend lang abgedampft werden muss. Hier passieren in der Praxis die meisten Fehler, mit gleich mehreren Konsequenzen:

1. Durch Abdampfen des Lösungsmittels reduziert sich das Volumen der verbleibenden Flüssigkeit auf der Oberfläche. Ist zu wenig Adhäsiv aufgetragen worden, wird die Oberfläche nicht vollständig benetzt; es kann kein ausreichend fester Haftverbund erstellt werden.
2. Erfolgt das Abdampfen des Lösungsmittels zu kurz, kann Lösungsmittel (Wasser, Azeton, Ethanol oder Kombinationen - je nach eingesetztem Adhäsiv) in der Oberfläche verbleiben und zu einer Schwächung des Haftverbundes bis zum Versagen führen. Je nach Dicke der Adhäsivschicht & Menge der aufgetragenen Lösung kann dieser Vorgang kürzer oder länger dauern und sehr stark unterschiedlich sein.

3. Erfolgt das Abdampfen des Lösungsmittels zu forciert, unter einem zu intensiven Luftstrom, besteht die Gefahr dass das Bonding von der Oberfläche wieder herunter geblasen wird, ebenfalls mit der Folge des Verbundversagens.

Auch wenn in vielen Studien die Techniksensitivität der Self-Etch Systeme als vermindert angepriesen wird, da weniger Schritte nötig sind, so wurde in der vorliegenden Studie doch deutlich, dass beim Wechsel von einem 3-Schritt Etch & Rinse auf ein Self-Etch System Schwierigkeiten auftreten können. In jedem Fall empfiehlt es sich für den Anwender, die Anwendung sorgfältig zu trainieren und sich mit den Besonderheiten der Anwendung vertraut zu machen.

Dies hat in der vorliegenden Arbeit möglicher Weise nicht in ausreichendem Umfang stattgefunden. Ein Hinweis für diese Hypothese ist, dass einige Füllungen aus der Gruppe der Self-Etch Adhäsive akzeptable Kavitätenränder aufwiesen, während andere Restaurationen derselben Materialkombination (z.B. durch den Vorgang des Sägens) verloren gingen. Das lässt folgende Schlussfolgerung zu: Es ist grundsätzlich möglich, akzeptable Ergebnisse mit den modernen Systemen zu erzielen, das Verarbeitungsfenster scheint aber deutlich schmaler zu sein. Wäre grundsätzlich das Adhäsivsystem untauglich, hätte sich ein Versagen an allen Restaurationen gezeigt.

Weitere Einflussgrößen könnten darüber hinaus in einer unzureichender Finierung der Kavitäten liegen; einige REM-Bilder der Kavitäten, bei denen die Restaurationen verloren gingen, zeigten ein raues Oberflächenprofil, welches untypisch für finierte Oberflächen ist. Möglicherweise sind auch hier die Self-Etch Systeme anfälliger als die 3-Schritt Etch & Rinse Adhäsive.

Unter Berücksichtigung der Limitationen der vorliegenden Studie lassen sich folgende Schlussfolgerungen und Empfehlungen ableiten:

- 1) Der Einsatz moderner Self-Etch Adhäsive scheint merklich verarbeitungsempfindlicher zu sein, als die klassischen 3-Schritt Etch & Rinse Adhäsive.
- 2) Beim Umstieg von einem 3-Schritt Etch & Rinse Adhäsiv zu einem Self-Etch Adhäsiv sollte der Zahnarzt die Anwendung ausreichend trainieren und sich mit den Besonderheiten der Verarbeitung eingehend vertraut machen.

- 3) Kritischer Schritt scheint das Abdampfen des Lösungsmittels zu sein. Die Hersteller sollten in der Gebrauchsinformation deutlich darauf hinweisen, dass dieser Prozessschritt mehrere Minuten in Anspruch nehmen kann.
- 4) Die Bemühungen der Forschung sollten dahin gehen, die Verarbeitungsempfindlichkeit von Self-Etch Systemen zu minimieren, um eine gleichbleibend gute Randschlussqualität zu erzielen.
- 5) Die Bulk Fill-Werkstoffe scheinen insgesamt eine vielversprechende und empfehlenswerte Alternative zu den in herkömmlicher Inkrementtechnik eingebrachten Kompositwerkstoffen zu sein.
- 6) Das Applizieren einer Deckschicht scheint keine Auswirkungen auf die Randqualität zu haben.

6 Literaturverzeichnis

1. Arikawa H, Fujii K., Kanie, T., Inoue, K. (1998) Light transmittance characteristics of light-cured composite resins. *Dent Mater* 14:405-411
2. Asmussen E (1974) The effect of temperature changes on adaption of resin fillings. *Acta Odontol Scand* 32:161-171
3. Beutelspacher C (2004) Der Einfluß der selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittler "Resulcin AquaPrime und MonoBond und Solist" verwendet mit beziehungsweise ohne vorherige Ätzung mit Phosphorsäure auf die Haftfestigkeit von Kompositproben an Dentinscheiben mit simuliertem Dentinliquorfluß -eine in vitro Studie-.
4. Blunck U (1988) Rasterelektronenmikroskopische Beurteilung von Kompositfüllungen im Dentin in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 43:939-943
5. Blunck U, Kwauka, C., Martin, P., Zaslansky, P., Attin, T. (2009) Effect of phosphoric-acid-etching on class-V dentin margin integrity using all-in-one-adhesives. IADR general session
6. Bucuta S, Ilie N (2014) Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical oral investigations*
7. Camargo CH, Siviero M, Camargo SE, de Oliveira SH, Carvalho CA, Valera MC (2007) Topographical, diametral, and quantitative analysis of dentin tubules in the root canals of human and bovine teeth. *Journal of endodontics* 33:422-426
8. Chapat MC (2011) In-vitro-Untersuchung des Randschlussverhaltens von Füllungen aus schrumpfungsreduzierten Restaurationsmaterialien in approximal dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten.
9. Cho E, Sadr, A., Inai, N., Tagami, J. (2011) Evaluation of resin composite polymerization by three dimensional micro-CT imaging and nanoindentation. *Dent Mater* 10
10. Chopra V, Sharma H, Prasad SD (2009) A comparative evaluation of the bonding efficacy of two-step vs all-in-one bonding agents - An in-vitro study. *Journal of conservative dentistry : JCD* 12:101-104
11. Christensen GJ (2012) Advantages and challenges of Bulk-Fill resins. *Clinicians Report* 5
12. Cramer NB, Stansbury, J.W., Bowman, C.N. (2011) Recent Advances and Developments in Composite Dental Restorative Materials. *J Dent Res* 90:402-416
13. Dantas DC, Ribeiro AI, Lima LH, de Lima MG, Guenes GM, Braz AK, *et al.* (2008) Influence of water storage time on the bond strength of etch-and-rinse and self-etching adhesive systems. *Brazilian dental journal* 19:219-223
14. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, *et al.* (2005) A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 84:118-132
15. De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, Vargas M, Yoshida Y, Armstrong S, *et al.* (2003) Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *American journal of dentistry* 16:414-420

16. DGZ DGfZ (2009) Verflechtung von Wissenschaft und Forschung auf dem Gebiet der Zahnerhaltung. DZM aktuell 2
17. Doi J, Itota T, Torii Y, Nakabo S, Yoshiyama M (2004) Micro-tensile bond strength of self-etching primer adhesive systems to human coronal carious dentin. Journal of oral rehabilitation 31:1023-1028
18. Douvitsas G (1991) Effect of cavity design on gap formation in class II composite resin restorations. J Prosthet Dent 65:475-479
19. Eggert SC (2014) Einfluss selbstadhäsiver Unterfüllungen auf die Dichtigkeit von Klasse-I-Füllungen.
20. El-Damanhoury H, Platt J (2013) Polymerization Shrinkage Stress Kinetics and Related Properties of Bulk-fill Resin Composites. Oper Dent
21. Fabre HS, Fabre S, Cefaly DF, de Oliveira Carrilho MR, Garcia FC, Wang L (2007) Water sorption and solubility of dentin bonding agents light-cured with different light sources. J Dent 35:253-258
22. Ferracane JL (2011) Resin composite—State of the art. Dent Mater 27:29-38
23. Ferreira JC, Pires PT, Azevedo AF, Oliveira SA, Melo PR, Silva MJ (2013) Influence of solvents and composition of etch-and-rinse and self-etch adhesive systems on the nanoleakage within the hybrid layer. The journal of contemporary dental practice 14:691-699
24. Frankenberger R (2006) Bonding 2006 - Zeitersparnis versus Langzeiterfolg. Quintessenz 57:485-495
25. Frankenberger R (2011) Comparison of marginal quality of different adhesives, resin composites and filling technique combinations. Scientific Venus Bulk Fill Compendium:16-17
26. Frensel G (2012) Vergleichende In-vitro-Studie zu Etch-&-Rinse-Adhäsiven -XP Bond erweist sich als besonders technikunempfindlich. ZMK 28
27. Fukuda K, Nara, Y., Katsuyama, S. (1992) Microleakage of class II composite inlay under repeated load. J Dent Res 71
28. Gale MS, Darvell BW (1999) Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent 27:89-99
29. Garcia D, Yaman, P., Dennison, J., Neiva, G. F. (2014) Polymerisation shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. Oper Dent 39:441-448
30. Geurtsen W (1989) Klinik der Kompositfüllung.
31. Goodchild JH (2013) Why use Bulk-Fill Flowable Composites? Inside Dentistry 9
32. Haberkorn KE (2006) Randschluss von Fast-Track-Kompositfüllungen im Vergleich zu Amalgam- und Glasionomerzementfüllungen
33. Hafer M, Schneider H, Rupf S, Busch I, Fuchss A, Merte I, *et al.* (2013) Experimental and clinical evaluation of a self-etching and an etch-and-rinse adhesive system. The journal of adhesive dentistry 15:275-286
34. Hashimoto M, Ito S, Tay FR, Svizero NR, Sano H, Kaga M, *et al.* (2004) Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding. J Dent Res 83:843-848

35. Hegde MN, Hegde P, Chandra CR (2012) Morphological evaluation of new total etching and self etching adhesive system interfaces with dentin. *Journal of conservative dentistry* : JCD 15:151-155
36. Heidemann D, Gerhardt, T., Szep, S. (1997) Die direkt gelegte Kompositfüllung im Seitenzahnbereich. *Bayerisches Zahnärzteblatt* 9:38-40
37. Hellwig E, Klimek, J., Attin, T. (2009) Einführung in die Zahnerhaltung. Restaurationen mit plastischen Füllungsmaterialien 5. Auflage:181-240
38. Hickel R, Kunzelmann, K.-H., Lambrechts, P., Perdigao, J., Vanherle, G., Van Meerbeek, B., Frankenberger, R., De Munck, J. (2001) Die Adhäsivtechnologie -Ein Leitfaden für Theorie und Praxis.
39. Hilton TJ, Ferracane JL (1999) Cavity preparation factors and microleakage of Class II composite restorations filled at intraoral temperatures. *American journal of dentistry* 12:123-130
40. Hofmann N (2010) Zeitgemäße Schichttechnik für Komposit im Seitenzahngebiet. *Quintessenz* 61:567-572
41. Holan G, Eidelman E, Wright GZ (1997) The effect of internal bevel on marginal leakage at the approximal surface of Class 2 composite restorations. *Oper Dent* 22:217-221
42. Hugo B, Lussi A, Hotz P (1992) [The preparation of enamel margin beveling in proximal cavities]. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO* 102:1181-1188
43. Ikeda T, De Munck J, Shirai K, Hikita K, Inoue S, Sano H, *et al.* (2005) Effect of evaporation of primer components on ultimate tensile strengths of primer-adhesive mixture. *Dent Mater* 21:1051-1058
44. Ilie N, Bucuta S, Draenert M (2013) Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent* 38:618-625
45. Ilie N, Hickel, R. (2011a) Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology. *Dent Mater* 27:348-355
46. Ilie N, Hickel, R. (2011b) Resin composite restorative materials. *Aust Dent J* 56:59-66
47. Ilie N, Stawarczyk, B. (2014) Bulk-Fill-Komposite: neue Entwicklungen oder doch herkömmliche Komposite? *ZMK* 30
48. Ishikawa A, Shimada Y, Foxton RM, Tagami J (2007) Micro-tensile and micro-shear bond strengths of current self-etch adhesives to enamel and dentin. *American journal of dentistry* 20:161-166
49. Itoh K, Yanagawa T, Wakumoto S (1986) Effect of composition and curing type of composite on adaptation to dentin cavity wall. *Dental materials journal* 5:260-266
50. Kenshima S, Reis A, Uceda-Gomez N, Tancredo Lde L, Filho LE, Nogueira FN, *et al.* (2005) Effect of smear layer thickness and pH of self-etching adhesive systems on the bond strength and gap formation to dentin. *The journal of adhesive dentistry* 7:117-126
51. Kinomoto Y, Torii, M., Takeshige, F., Ebisu, S. (1998) Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light-curing composites. *J Dent Res* 27:383-389
52. Kreitzer MK, Harsono, M., Finkelman, M., Kugel, G. (2013) Microleakage evaluation of bulk-fill layering techniques in class II restorations. *IADR General Session*

53. Krejci I, Lutz, F. (1990) In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. Schweiz Monatssch Zahnmed 100
54. Lutz F, Phillips, R.W. (1983) A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 50:480-488
55. Malacarne J, Carvalho RM, de Goes MF, Svizero N, Pashley DH, Tay FR, *et al.* (2006) Water sorption/solubility of dental adhesive resins. Dent Mater 22:973-980
56. Mamic-Salvia B (2005) Qualitative und quantitative Randanalyse von verschiedenen adhäsiven Restaurationen unter Verwendung systemkonformer (Scotchbond 1/Z 100, Prime&Bond NT/Surefil, Optibond FL/Revolution, Resulcin AquaPrime+MonoBond/Revolcin Fil) und nicht systemkonformer Füllungsmaterialien (Herculite XRV)
57. Manhart J, Kunzelmann, K.-H., Chen, H. Y., Hickel, R. (2000) Mechanical properties of new composite restorative materials. J Biomed Mater Res 53:353-361
58. Miyazaki M, Tsujimoto, A., Tsubota, K., Takamizawa, T., Kurokawa, H., Platt, J. A. (2013) Important compositional characteristics in the clinical use of adhesive systems. J Oral Science 56:1-9
59. Momoi Y, Iwase H, Nakano Y, Kohno A, Asanuma A, Yanagisawa K (1990) Gradual increases in marginal leakage of resin composite restorations with thermal stress. J Dent Res 69:1659-1663
60. Moorthy A, Hogg, C. H., Dowling, A. H., Grufferty, B. F., Benetti, A. R., Fleming, G. J. P. (2012) Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. J Dent 40:500-505
61. Neelima L, Sathish ES, Kandaswamy D (2008) Evaluation of microtensile bond strength of total-etch, self-etch, and glass ionomer adhesive to human dentin: an in vitro study. Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research 19:129-133
62. Noack MJ (2013) Wirtschaftliche Füllungstechnik -Warum und womit? ZWR Das Deutsche Zahnärzteblatt 122
63. Nomoto R (1997) Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. Dental materials journal 16:60-73
64. Ozer F, Blatz MB (2013) Self-etch and etch-and-rinse adhesive systems in clinical dentistry. Compend Contin Educ Dent 34:12-14, 16, 18; quiz 20, 30
65. Palaniappan S, Elsen, L., Lijnen, I., Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P. (2010) Three-year randomised clinical trial to evaluate the clinical performance, quantitative and qualitative wear patterns of hybrid composite restorations. Clin Oral Invest 14:441-458
66. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB (2008) How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? Dent Mater 24:1501-1505
67. Pashley DH, Tay FR (2001) Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. Dent Mater 17:430-444
68. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjaderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, *et al.* (2011) State of the art etch-and-rinse adhesives. Dent Mater 27:1-16
69. Perdigao J (2010) Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. Dent Mater 26:e24-37

70. Prati C, Chersoni S, Mongiorgi R, Montanari G, Pashley DH (1999) Thickness and morphology of resin-infiltrated dentin layer in young, old, and sclerotic dentin. *Oper Dent* 24:66-72
71. Reichl F-X (2003) Toxikologie zahnärztlicher Restaurationsmaterialien. *zm* 7:74
72. Reinhardt KJ, Vahl, J., Tölle, F. (1984) Vergleichende Untersuchungen zur Tauglichkeit von Kompositen im Seitenzahnbereich. *Dtsch Zahnärztl Z* 39:105-109
73. Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line SR (2004) Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. *The journal of adhesive dentistry* 6:117-121
74. Retief DH, Mandras RS, Russell CM, Denys FR (1990) Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies. *American journal of dentistry* 3:253-258
75. Roggendorf MJ, Krämer, N., Appelt, A., Naumann, M., Frankenberger, R. (2011) Marginal quality of 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *J Dent*
76. Rosales-Leal JI, Castillo-Salmeron RD, Molino-Serrano MA, Gonzalez-Moreira H, Cabrerizo-Vilchez MA (2013) Effect of hygroscopic expansion of resin filling on interfacial gap and sealing: a confocal microscopy study. *The journal of adhesive dentistry* 15:423-430
77. Rossomando KJ, Wendt SL, Jr. (1995) Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. *Dent Mater* 11:47-51
78. Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR (1986) The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater* 2:235-240
79. Saleh F, Taymour N (2003) Validity of using bovine teeth as a substitute for human counterparts in adhesive tests. *Eastern Mediterranean health journal = La revue de sante de la Mediterranee orientale = al-Majallah al-sihhiyah li-sharq al-mutawassit* 9:201-207
80. Schoppe C (2008) In-vitro-Untersuchung zur marginalen und internen Adaptation verschiedener Haftvermittler und Komposite in Klasse-II-Kavitäten 66
81. Silva e Souza MH, Jr., Carneiro KG, Lobato MF, Silva e Souza Pde A, de Goes MF (2010) Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *Journal of applied oral science : revista FOB* 18:207-214
82. Söderholm K-JM, Ottenga, M., Nimmo, S. (2013) Four-year clinical evaluation of two self-etching dentin adhesives of different pH values used to restore non-retentive cervical lesions. *American journal of dentistry* 26:28-32
83. Tay FR, Pashley DH, King NM, Carvalho RM, Tsai J, Lai SC, *et al.* (2004) Aggressiveness of self-etch adhesives on unground enamel. *Oper Dent* 29:309-316
84. Terry DL, Karl (2008) Composite resin restorations: a simplified approach. *Private Dentistry*:24-38
85. Tyas MJ, Burrow, M. F. (2004) Adhesive restorative materials: A review. *Aust Dent J* 49:112-121
86. van Dijken JWV (2013) A randomized controlled 5-year prospective study of two HEMA-free adhesives, a 1-step self etching and a 3-step etch-and-rinse in non-carious cervical lesions. *Dent Mater* 29:271-280
87. Van Landuyt KL, De Munck J, Snauwaert J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, *et al.* (2005) Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *J Dent Res* 84:183-188

88. Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G (1994) Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine. J Dent 22:141-146
89. Van Meerbeek B, De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P. (2003) Buonocore Memorial Lecture Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. Oper Dent 28:215-235
90. van Meerbeek B, Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A., De Munck, J., van Landuyt, K. L. (2011) State of the art of self-etch adhesives. Dent Mater 27:17-28
91. Vanajasan PP, Dhakshinamoorthy M, Rao CS (2011) Factors affecting the bond strength of self-etch adhesives: A meta-analysis of literature. Journal of conservative dentistry : JCD 14:62-67
92. Versluis A, Tantbirojn, D., Douglas, W.H. (1998) Do dental composites always shrink toward the light? J Dent Res 77 (6):1435-1445
93. Verstegen I (2010) Untersuchung der Materialeigenschaften (Biegefestigkeit, E-Modul, Wasseraufnahme, Löslichkeit, Polymerisationsschrumpfung) von sechs experimentellen Füllungskompositen mit neuen Matrixharzen im Vergleich zu einem Handelsprodukt vor und nach Thermocycling.
94. Wang Y, Spencer P (2005) Continuing etching of an all-in-one adhesive in wet dentin tubules. J Dent Res 84:350-354
95. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, *et al.* (2004) Comparative study on adhesive performance of functional monomers. J Dent Res 83:454-458
96. Zimmerli B, Strub, M., Jeger, F., Stadler, O., Lussi, A. (2010) Composite materials: Composition, properties and clinical applications -A literature review. Schweiz Monatssch Zahnmed 120

7 Danksagung

Mein Dank gilt Prof. Dr. M. Balkenhol und Prof. Dr. M. Hannig, Direktor der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und präventive Zahnheilkunde der Universität des Saarlandes, für die Überlassung des Themas und die Betreuung meiner Arbeit.

Herrn Dr. F. Al-Marrawi und Herrn A. Knauber danke ich für die Hilfe am Rasterelektronenmikroskop.

Mein besonderer Dank gilt Dr. M. Rehage, die mich während der gesamten Arbeit unterstützt hat und für jede Frage ein offenes Ohr hatte. Ebenso danken möchte ich Dr. B. Rehage, dem auch in den schwierigeren Phasen immer noch ein aufmunterndes Wort einfiel.

Schließlich möchte ich meinem Ehemann Tim Zesewitz danken, der stets mein Ruhepol war und ist, jedes Mal aufs Neue Korrektur gelesen hat und besonders bei den Formatierungen eine große Hilfe war. Mein größter Dank gilt meinen Eltern, die mir mein Studium überhaupt erst ermöglicht haben, stets an mich glauben und mich unterstützen, wann immer ich ihre Hilfe brauche.